



FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE PODOLOGÍA

TESIS DOCTORAL

**DISEÑO DE UN PROTOCOLO DE ANÁLISIS
CINEMÁTICO BIDIMENSIONAL CON
VIDEOGRAFÍA DE ALTA FRECUENCIA
APLICABLE EN PODOLOGÍA.
DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN MÉTODO
DE CORRECCIÓN DE DISTORSIONES
ÓPTICAS EN RETROPIÉ.**

AUTOR: ISIDORO ESPINOSA MOYANO

DIRECTOR: GRABIEL DOMINGUEZ MALDONADO

INDICE

1.	INTRODUCCIÓN.	11
1.1.	Definición del problema de investigación.....	11
1.2.	Justificación del estudio.....	13
1.3.	Motivación personal.	15
1.	OBJETIVOS.	19
3.	HIPOTESIS.	23
4.	MARCO TEÓRICO.	27
4.1.	Óptica Geométrica, Ortofotografía y Fotogrametría.	28
4.1.1.	Bases de la Óptica Geométrica.	28
4.1.2.	Bases de la Ortofotografía y la Fotogrametría.	31
4.2.	Fotografía Clínica. Fotografía Científica.	32
4.3.	Contexto del análisis cinemático en la práctica clínica.	34
4.4.	Uso de las imágenes en la práctica podológica.	38
4.5.	Condicionantes en el uso de las imágenes bidimensionales:	
	distorsiones ópticas.	41
4.5.1	Distorsiones par falta de perpendicularidad.	42
4.5.2	Distorsiones lineales o de lente.....	42
4.5.3	Distorsiones de perspectiva.	43
4.5.4	Punto de vista.	46
4.6.	Parámetros videográficos y fotográficos de interés en el análisis cinemático en Podología.....	47
4.6.1.	Número de Fotogramas por segundo.	48
4.6.2.	Encuadre.	49
4.6.3.	Enfoque.	50
4.6.4.	Profundidad de campo.	50
4.6.5.	Distancia focal.	51
4.6.6.	Apertura de diafragma.	52
4.6.7.	Velocidad de obturación.	52
4.6.8.	Distancia entre la cámara y los objetos.	52
4.7.	Claves para el uso eficiente de las imágenes bidimensionales en Podología.....	54
4.7.1.	Número de cámaras.	54

4.7.2.	Planos del espacio en estudio.....	54
4.7.3.	Sectorización del estudio.....	55
4.7.4.	Movimientos de cámara.....	55
4.8.	Estudio comparativo de los equipos convencionales con los de alta frecuencia.	55
4.9.	Conceptos básicos del análisis tridimensional.	59
4.10.	Contexto biomecánico del estudio: el paso.	60
4.11.	Estudio de movimiento triplanar mediante análisis bidimensional: el caso de la articulación subastragalina.....	63
4.11.1.	Artrología de la articulación subastragalina.	64
4.11.2.	Biomecánica de la articulación subastragalina.	65
4.11.3.	La medición de la articulación subastragalina.	67
4.12.	Uso anterior de imágenes bidimensionales en el análisis cinemático.....	69
4.12.1.	Estudios hasta el año 1999.	69
4.12.2.	Estudios de la década de 2000.....	74
4.12.3.	Estudios de la década de 2010.	84
4.13.	Otros abordajes prometedores del análisis cinemático para uso clínico.....	90
4.13.1.	Generación de imágenes tridimensionales a partir de imágenes bidimensionales para el análisis cinemático.....	90
4.13.2.	Generación de imágenes tridimensionales a partir cámaras de profundidad.	91
5.	MATERIAL Y MÉTODO.	95
5.1.	Material empleado en el proyecto.	95
5.1.1.	Laboratorio de análisis cinemático.	96
5.1.2.	Las marcas sobre la piel.	99
5.1.3.	Simulador goniométrico triplanar articulado.	101
5.2.	Método.	102
5.2.1.	Proceso de protocolización de la exploración cinemática del pie en dos dimensiones por medios videográficos.....	102
5.2.1.1.	Exploración estática previa.	103
5.2.1.2.	Exploración videográfica.	104
5.2.1.3.	Puntos de vista del análisis.	108
5.2.1.4.	Evaluación de las imágenes.	112

INDICE

5.2.1.5. La medición de ángulos.	118
5.2.1.6. La medición del tiempo.....	119
5.2.2. Experimento in vitro para el análisis de la distorsión por la perspectiva.	120
5.2.2.1. Condiciones del análisis desde el plano frontal posterior. La falta de perpendicularidad.	120
5.2.2.2. Diseño del estudio.	122
5.2.2.3. La muestra.	122
5.2.2.4. Aspectos éticos.	124
5.2.2.5. Variables.	125
5.2.2.6. Protocolo de mediciones.	125
5.2.2.7. La fórmula de regresión.	132
5.3. Análisis de datos.	133
5.3.1. Proceso previo de validación de las tablas.	133
5.3.2. Prueba de fiabilidad.	135
5.3.3. Prueba de validez interobservador.	136
5.3.3.1. Prueba de validez intraobservador.	136
6. RESULTADOS.	141
6.1. Estadística descriptiva.	142
6.1.1. Plano sagital.	142
6.1.2. Ángulo de Fick.	142
6.1.3. Plano frontal aparente.	143
6.1.4. Plano frontal real.	143
6.2. Análisis de las tablas de corrección.	143
6.3. Estadística inferencial: análisis de regresión.	145
6.3.1. Resultados del análisis de regresión.	146
6.3.1.1. Primer modelo de regresión.	146
6.3.1.2. Modelo de regresión definitivo.	148
6.4. Estudio de fiabilidad del sistema.	154
6.4.1. Estudio piloto para determinar la capacidad de acierto de las tablas de corrección.....	154
6.4.1.1. Estudio de la proporción de Aciertos y Fracazos obtenidos utilizando las tablas de corrección.	155

6.4.1.2.	Estudio de la proporción de coincidencias y discrepancias entre las medidas aparentes y las medidas reales.	156
6.5.	Estudio de la fiabilidad intraobservador e interobservadores.	157
6.5.1.	Conceptos básicos empleados.	158
6.5.2.	Concordancia intraobservador.	158
6.5.3.	Fiabilidad interobservador.	160
7	DISCUSIÓN.	165
7.1.	Contraste con investigaciones precedentes.	165
7.1.1.	Investigación de Van Best.	165
7.1.2.	Investigación de Areblad.	166
7.1.3.	Investigación de Hetherington.	167
7.1.4.	Investigación de Cornwall.	167
7.1.5.	Investigación de Keenan.	167
7.1.6.	Investigación de Mannon.	168
7.1.7.	Investigación de Massé.	169
7.1.8.	Investigación de McPoil.	170
7.1.9.	Investigación de Wit.	171
7.1.10.	Investigación de Alkjaer.	172
7.1.11.	Investigación de Braidot.	173
7.1.12.	Investigación de Brunnekreef.	174
7.1.13.	Investigación de Munuera.	175
7.1.14.	Investigación de Zammit.	176
7.1.15.	Investigación de Ball.	177
7.1.16.	Investigación de Soda.	178
7.1.17.	Investigación de Rathleff.	179
7.1.18.	Investigación de Borel.	180
7.1.19.	Investigación de Bencke.	181
7.1.20.	Investigación de Zahng.	182
7.1.21.	Investigación de Hanley.	183
7.1.22.	Investigación de Holden.	184
7.1.23.	Investigación de Goss.	185

7.2. Análisis conjunto de las técnicas empleadas por los investigadores.	186
7.2.1. Planos de análisis.	187
7.2.2. Áreas de estudio.	188
7.2.3. Prestaciones de las cámaras.	188
7.2.4. Colocación de la cámara.	188
7.2.5. Superficie de movimiento.	189
7.2.6. Elementos complementarios.	190
7.2.6.1. Empleo de marcas.	190
7.2.6.2. Cuidado de la iluminación.	190
7.2.6.3. Uso de plataformas.	191
7.2.7. Sistemas de corrección de errores.	191
7.2.7.1. Algoritmos correctores.	191
7.2.7.2. Procesamiento de imágenes. Lentes correctoras.....	191
7.2.7.3. Uso de marcos de referencia.	192
7.2.7.4. Estudios comparativos. Estudios previos.	192
7.2.7.5. Síntesis del análisis conjunto.	193
7.3. Análisis comparativo de los resultados de la tesis con las propuestas de otros investigadores.	196
7.3.1. Comparativa de las propuestas al problema de las distorsiones ópticas provocadas por la perspectiva.	196
7.3.1.1. Distancia entre cámara y objeto como corrección de distorsiones ópticas por la perspectiva.	197
7.3.1.2. Uso de rejillas o marcos de calibración para asegurar la ortogonalidad.	197
7.3.2. Comparativa de las propuestas al problema de las distorsiones provocadas por la pérdida de ortogonalidad.	198
7.3.3. Contraste de estudios bidimensionales comparados con tridimensionales.	200
7.4. Fórmula de regresión.	202

7.4.1.	Aplicación de la fórmula de regresión.	201
7.4.2.	Alternativas a la fórmula de regresión.	202
7.5.	Análisis de resultados en relación con los momentos clave del paso.	204
7.5.1.	Contacto del talón con el suelo.	204
7.5.2.	Contacto del antepié con el suelo: final del primer tiempo del periodo de contacto.	206
7.5.3.	Carga completa del antepié: final del segundo tiempo del periodo de contacto.	207
7.5.4.	Despegue del talón.	208
7.6.	Limitaciones de la investigación.	209
7.6.1.	Estructura del trabajo.	209
7.6.2.	Alcance de las tablas de corrección.	210
7.6.3.	Contemplar otros abordajes. Análisis tridimensional. Soluciones emergentes.	210
7.6.4.	Estilo literario.	210
7.6.5.	Responsabilidad de las carencias.	211
7.7.	Implicaciones de los resultados.	211
7.8.	Prospectiva de la investigación.	211
7.8.1.	Estudios espacio -temporales del pie.	211
7.8.2.	Angulo dinámico del antepié..	211
7.8.3.	Simulador goniométrico tridimenisonal articulado para estudios previos de análisis bidimensionales del movimiento humano.	213
7.8.4.	Otras utilidades de los resultados.	214
7.8.5.	Propuesta de escala de fiabilidad de análisis videográfico bidimensional del pie.	214
8.	Conclusiones.	219
9.	Resumen.	223
10.	Bibliografía.	227
11.	Anexos.	

INDICE DE FIGURAS Y TABLAS

Fig.4.1.- Figuras humanas en movimiento. Arte rupestre. Nordeste de Brasil (Martín, 1988).	27
Fig. 4.2. Primer estudio cinemático, en 1878, de Muybridge. Técnica de grabación de El caballo en movimiento y resultado (Feldman, 1995)	27
Fig. 4.3.- Fenómenos de refracción y reflexión de la luz. (Reflexión y refracción de la luz).	29
Fig. 4.4.- Sistema óptico simple y esquema de formación de la imagen en la cámara fotográfica (Marín et al, 2004)	31
Fig. 4.5.- La fotogrametría obtiene planos a partir de la fotografía aérea. (Peres, 2010).	33
Fig. 4.6.- Fotodermatoscopia.	33
Fig. 4.7.- El encuadre, el fondo, la perspectiva, entre otros parámetros son elementos importantes en la Fotografía Clínica. El fotógrafo forense evita la contaminación biológica de una prueba al fotografíarla.	34
Fig. 4.8.- El análisis cinemático es un componente esencial del Método Clínico Podológico, que se inicia con la entrevista clínica, donde el podólogo generalista adquiere información del paciente y este identifica al podólogo como especialista del pie, y continúa con el estudio clínico.	35
Fig. 4.9.- Huella de podoscopio, pedigrafía tradicional y registro procedente de plataforma de presiones de diferentes pacientes.	36
Fig. 4.10.- Sensores inerciales de uso podológico.	36
Fig. 4.11.- Sistema combinado de análisis del movimiento Optogait y Gaitrine, basado en un dispositivo de emisión y captación de luz y en sensores de presión.	37
Fig. 4.12.- Pedígrafo clásico, toma de molde en escayola y en espuma fenólica. Las pedigrafías se suelen usar con fines diagnósticos, pero los tres sistemas se pueden emplear para la confección de ortosis plantares.	38
Fig. 4.13.- Técnica de obtención y resultado del radiofotopodograma (Rodríguez, 2011).	39
Fig. 4.14.- Escáner digital plantar patentado por Montañola (2005).	40
Fig. 4.15.- Escáner tridimensional y representación tridimensional del pie.	41
Fig. 4.16.- La proyección de los puntos del retropié en la cámara no tiene la misma distancia entre ellos que la real. Es una distorsión que afecta a las distancias y a los ángulos.	42
Fig. 4.17.- Representación esquemática de las distorsiones lineales.	43

Fig. 4.18.- Perspectiva Cónica Frontal y de dos puntos de fuga.	43
Fig. 4.19.- En el Partenón, el equilibrio visual se ha obtenido modificando la geometría. Para que se vea como en la imagen de la izquierda, se construyó como en la de la derecha -efecto aumentado en el esquema-.....	44
Fig. 4.20.- La distorsión de la perspectiva afecta más a las imágenes en las que el objeto está cerca de la cámara. Si el objeto está lejos y se usa teleobjetivo para acercarlo, la afectación es mínima o prácticamente nula.	45
Fig. 4.21.- Efectos de la distancia en el tamaño relativo de los objetos.	45
Fig. 4. 22.- Primeros análisis biomecánicos usando cronofotografía: Marey en 1882 y 1983. Aun no se usaba un cuadro para cada momento del gesto biomecánico, todos se impresionan en la misma imagen.	48
Fig. 4.23.- Fotogramas de un videograma de un jinete cabalgando.	48
Fig. 4.24.- Formatos de 4:3 (tradicional) y 19:9 o panorámico (actual)	49
Fig. 4.25.- Cuando los rayos convergen en un plano diferente al plano focal se produce desenfoque.	50
Fig. 4.26.- Relación de la profundidad de campo con la apertura de diafragma, con la distancia focal y con la distancia de la cámara al objeto fotografiado.	53
Fig. 4.27.- Relación del formato de la imagen –definición- con la velocidad de grabación (fotogramas por segundo) de las cámaras de usos especiales fabricadas por NAC Image Technology® (Japón) (NAC Image Tecnology (2013).	56
Fig. 4.28.- Dos de las cámaras que graban a alta velocidad: Casio® EXF1 y JVC® GC-PX100BEU. Está función se ha incorporado a otros equipos. Adaptado de (Casio 81)) y (JVC).	58
Fig. 4.29.- Laboratorio de análisis tridimensional de la Strathclyde Glasgow University. Dos formas de marcar: miembro inferior y pie con zapatilla trepanada.	60
Fig. 4.30.- Ciclo de la marcha con los periodos de apoyo.	61
Fig. 4.31.- Fases de la marcha en la que se indican los puntos clave de la fase de apoyo que indican el inicio y el final de un periodo o tiempo.....	63
Fig. 4.32.- Elementos de la articulación subastragalina.	64
Fig. 4.33.- Transmisión de los movimientos rotacionales de la pierna al pie a través de la articulación subastragalina (ASA) en carga. Línea de Helbing. Posición relajada del calcáneo en apoyo (PRCA) en valgo y en varo y posición neutra del Calcáneo en apoyo (PNCA).	66
Fig. 4.34.- La ASA comienza la fase de apoyo en supinación, se mantiene pronada durante el periodo de contacto y medio apoyo y debe supinar nuevamente en el periodo propulsivo.	67
Fig. 4.35.- Fases de la marcha y periodos de la fase de apoyo.	68
Fig. 4.36.- Set de exploración descritas por Areblad. Angulaciones del eje de la cámara respecto al del pie.	70
Fig. 4.37.- Set de grabación simultánea 2-D y 3-D.	71
Fig. 4.38.- Esquema del laboratorio. Adaptado de Keenan et al (1996).	72
Fig. 4.39.- Equipamiento de Mannon (1997), combinando imágenes con sensores electro magnéticos.	73

Fig. 4.40- Marcación de pierna y pie y traslación de las marcas del talón a la parte exterior del calzado.	75
Fig. 4.41- Laboratorio de McPoil et al.	76
Fig. 4.42.- Disposición del laboratorio de De Wit et al, y puntos de marcación sagital y frontal.	77
Fig. 4.43.- Disposición de la set de grabación y sistema de iluminación con LEDs –no infrarrojos- de Braidot et al (2001).	78
Fig. 4.44.-Uso de análisis 2D para una articulación y un gesto muy precisos, la primera articulación metatarso-falángica en el periodo propulsivo, con y sin ortosis plantar. Adaptado de Munuera et al (2006).	79
Fig. 4.45.- Medición de la distancia discreta entre el maléolo medial y el punto de referencia y entre el maléolo lateral y el punto de referencia -en el centro de la suela- en un fotograma de interés (Zammait, 2006).	80
Fig. 4.46.- Esquema del set de grabación de Ball.	81
Fig. 4.47.- Laboratorio propuesto por Soda et al (2009).	82
Fig. 4.48.- Estimación de ángulos y tiempo mediante el programa Dartfish®.	85
Fig. 4.49- Técnica de marcación, marcas y momentos precisos donde se analizó el comportamiento del arco longitudinal medial. Fig. 49- Análisis de los movimientos del tobillo, fuerzas de reacción del suelo y electromiograma de diversos músculos de la pierna, resultado de la investigación de Hanley et al (2013).	86
Fig. 4.50- Análisis de los movimientos del tobillo, fuerzas de reacción del suelo y electromiograma de diversos músculos de la pierna, resultado de la investigación de Hanley et al (2013).	87
Fig. 4.51.- Interface del sistema APAS 2000.).....	90
Fig. 4.52.- Configuración del sistema de análisis con Kinec® sobre tapiz rodante, referencias colocadas en el propio tapiz, cámara de profundidad XBOX® 360 y referencias colocadas encima del calzado (Paolini et al, 2015).	91
Fig.5.1.- Esquema de laboratorio de análisis de la marcha propuesto en este trabajo.	98
Fig.5.2.- Vista plantar y frontal de la marca. Marca especial para la 5ª AMF, recortada para que no se doble con el apoyo, pues casi contacta con el suelo.	100
Fig. 5.3.- Identificación lateral. En este caso con las iniciales del paciente, la fecha y dos barras verticales que indican que es la 3ª toma de la misma prueba.	100
Fig. 5.4.- Esquema del simulador goniométrico triplanar articulado propuesto para su patente por la Universidad de Sevilla. Es una variante del usado en el trabajo.	101
Fig.5.5.- Primera versión del simulador goniométrico triplanar articulado.	102
Fig. 5.6.- Exploración en decúbito.	103
Fig. 5.7.- Ángulo de la tibia, Posición neutra de calcáneo en apoyo (PNCA) y Posición relajada de calcáneo en apoyo (PRCA).	104
Fig. 5.8.- Marcas sobre el pie.	105

Fig. 5.9.- Cuatro fotogramas del plano frontal posterior visualizadas a través de Kinovea® de un caso de pie plano valgo.	109
Fig. 5.10.-Ejemplo de imágenes en el plano sagital de calidad inadecuada.	110
Fig. 5.11.- Cinco fotogramas del plano frontal anterior visualizadas a través de Kinovea®.	111
Fig. 5.12.- Análisis combinado del contacto de talón –izquierda- y del contacto de antepié –derecha- visto desde el plano frontal anterior y el plano sagital.	112
Fig. 5.13.- Interfaz de Kinovea® v.08.15, a doble pantalla, comparando la situación del calcáneo y la pierna en el choque de talón y en el inicio del periodo propulsivo.	113
Fig. 4.14.- Contacto de talón desde las visiones frontal posterior, sagital y frontal anterior.	116
Fig.5.15.- Contacto de antepié con el suelo (inicio del contacto de antepié, final del primer tiempo del periodo de contacto).	116
Fig.5.16.- Carga completa del antepié (final del segundo tiempo del periodo de contacto).	117
Fig. 5.17.- Inicio de despegue de talón.	117
Fig. 5.18.- Inicio del despegue del antepié (final del primer tiempo del periodo propulsivo).	118
Fig. 5.19.- Despegue de antepié.	118
Fig. 5.20.- Contador de tiempo del programa Kinovea®.	119
Fig. 5.21.- La cara posterior del calcáneo adopta varias inclinaciones en el plano sagital, hacia atrás en el inicio del periodo de contacto y hacia adelante en el periodo de medio apoyo y en el propulsivo.	121
Fig. 5.22.- La imagen que capta la cámara posterior está influenciada por el ángulo del pie con la línea de marcha en el plano transversal.	121
Fig. 5.23.- Intento fallido de llevar a cabo el estudio previo fotografiando un molde de escayola de una pierna y pie colocado en las distintas posiciones mediante una base arcillosa	126
Fig. 5.24.- Esquema de colocación del simulador con respecto a la cámara.	126
Fig. 5.25.-Detalle del formulario de registro de datos para elaborar las tablas.	128
Fig.5.26.- Ejemplo de una de las 42 tablas, la sagital 19 atrás.	130
Fig. 5.27.- Ejemplo de aplicación de tablas o fórmula de regresión.	131
Fig. 5.28.- Detalle de la hoja de registro de la prueba de validación. En la parte inferior se explica el papel del colaborador y del investigador.	134
Fig. 6.1.- Imagen del resumen del primer modelo de regresión aplicado mediante SPSS, para realizar una predicción del plano frontal real (variable dependiente) a través de las variables plano frontal aparente, ángulo Fick y plano sagital.	146
Fig. 6.2.- Importancia de las variables independientes para calcular la fórmula de regresión: plano frontal aparente, muy alta, plano sagital, baja, ángulo de Fick muy baja.	145
Fig. 6.3.- Resumen del nuevo modelo de regresión aplicado con la nueva variable independiente, plano sagital x ángulo de Fick.	148
Fig. 6.4.- Importancia de las variables independientes en el nuevo modelo.	149
Fig.6.5.- Representación gráfica de los valores pronosticados y de los valores observados en segundo y definitivo modelo.	149
Fig.6.6.- Fórmula de regresión definitiva para calcular el ángulo real a partir de la variable “ángulo aparente” y de la variable “plano sagital por ángulo de Fick”.	149

Fig.6.7.-Fórmula de regresión aplicable para corregir las distorsiones del ángulo real de la cara posterior del calcáneo debido a la pérdida de la perpendicularidad en el plano sagital y en el plano transverso.	151
Fig. 6.8.- Datos cruzados de las diferencias entre valor real y valor pronosticado con el plano sagital.	153
Fig. 6.9.- Datos cruzados de las diferencias entre valor real y valor pronosticado con el ángulo de Fick.	154
Fig. 6.10.- Porcentajes de éxitos y fracasos en el estudio piloto. La diferencia máxima en los fracasos es de 1º, valor que consideramos irrelevante a nivel clínico.	155
Fig. 6.11.- Porcentaje de coincidencias discrepancias entre grados aparentes y reales.....	157
Fig. 6.12- Medias de las observaciones en el estudio intra-observador.	160
Fig. 6.13.- Medias de medias de medidas inter-observador.	161
Fig. 7.1.- Variación del plano de movimiento de la rodilla en casos de anteversión o retroversión de cuello femoral compensada con rotación.	166
Fig. 7.2.- Equipo goniométrico empleado por Mannon simultáneamente al estudio videográfico.	168
Fig. 7.3.- Técnica usada por Brown et al (1995) para visualizar las marcas en retropié y para registrar el momento en que el antepié contacta con el suelo.	170
Fig. 7.4.- Las marcas sobre la piel son útiles para medir el ángulo de la rodilla en el plano frontal y también la rotación de esta.	171
Fig. 7.5.- Muestras de pies atávicos donde el 1º dedo no está sometido a la opresión modeladora del calzado.	172
Fig. 7.6.- Laboratorio de Díaz et al (2013), actualización del de Braidot et al (2001), fundamentalmente en la parte del procesamiento de las imágenes.	174
Fig. 7.7.- Esquema de análisis de parámetros básicos de la marcha de Öberg et al, en el que emplea una pista donde quedan registradas la huellas y un cronómetro para medir el tiempo entre luces.	175
Fig. 7.8.- Tres técnicas para medir la flexión dorsal de la 1ª AMF en estática, antes de medirla en dinámica.	176
Fig. 7.9.- Tres formas de medir el comportamiento del retropié con el pie calzado, en todos los casos para testear el funcionamiento de ortosis plantares.....	177
Fig. 7.10.- Análisis bidimensional simple en el plano sagital en un gesto con escaso componente rotacional.	178
Fig. 7.11.- Aplicación de los Filtros Kalman para predecir la evolución de la marca allí donde el brazo se ha interpuesto y la cámara no la ha podido captar.	178
Fig. 7.12.- Definición del Ángulo del arco longitudinal por McPoil et al y especificaciones de las referencias por Rathleff et al, donde se indica la justificación de la marca sobre el retropié y las variaciones angulares debido al desplazamiento de la piel.	179

Fig. 7.13.- Instantáneas fotográficas de Boyd et al (1999) en el que se recogen dos casos de aplicación de toxina botulínica en parálisis infantil, en el primer momento, a las 3 semanas y a los 9 meses. Análisis videográfico de Borel et al (2011) donde se emplea el programa informático de medición de ángulos y tiempo Darkfish®.	181
Fig. 7.14.- Tres formas de valorar la conformación estructural del pie sobre su cara medial: la usada por Bencke en tal (2012) el ángulo de Costa-Bartani y la usada por McPoli et al (2007).	182
Fig. 7.15.- Análisis bidimensional en el plano sagital, puntos de referencia e indicación del gesto correcto de la rodilla en la marcha atlética. Representación de los movimientos en el plano frontal en la marcha atlética no tenidos en cuenta en el plano sagital. Adaptado de Laird (2000) y Philips (1984).	183
Fig. 7.16.- Estudio de Dingenen et al, en el que analiza los distintos modelos de desplazamientos laterales de cadera y hombro para guardar el equilibrio en el caso de sentadilla sobre una sola pierna.	183
Fig. 7.17.- Arquitectura 8-Camera Vicon Nexus MX-40. Soy HDR-SX150	186
Fig. 7.18.- Rotación externa relativa de la cadera que avanza y rotación interna relativa de la que queda detrás.	187
Fig. 7.19.- Un modelo normalizado de carta de ajuste. Tomado de Imageshack. Nuestra rejilla, tomada de un fotograma de una grabación real.	192
Fig. 7.20.- Utilidades de la trama de la rejilla.	198
Fig. 7.21.- Comparación del planteamiento de Areblad (1990) en relación al de esta tesis. Areblad ignora que no se puede alinear la cámara con el retropié porque el otro pié ocluye al del estudio.	199
Fig. 7.22.- En las fotos ilustrativas de la publicación de Bencke et al (2012) se aprecia cómo la cámara se ha colocado más alta que la zona en estudio (el pie) y con ángulo picado para encuadrar la zona desde esa posición superior, lo que se aprecia porque se ve el suelo en perspectiva.	202
Fig. 7.23.- Dos situaciones de desviación de la cara posterior del retropié en el plano sagital, en el choque de talón, determinados por la altura del individuo, la longitud de la calzada, la posición del tobillo y la morfología del calcáneo.	205
Fig. 7.24.- Descripción de ángulos de antepié y retropié extrínsecos e intrínsecos según la descripción de Monaghan (2014).	206
Fig. 7.25. Descripción de ángulos de antepié y retropié extrínsecos e intrínsecos según la descripción de Monaghan (2014). El ángulo de antepié descrito aquí en estática se puede relacionar con el ángulo dinámico del antepié propuesto por el doctorando, que coincide con el analizado por Monaghan. Adaptado de Monaghan, 2014.	223

Tabla I. Condicionantes en el uso de las imágenes bidimensionales: distorsiones ópticas.	46
Tabla II. Parámetros videográficos y fotográficos de interés en el análisis cinemático en Podología.	53
Tabla III. Comparativa entre el sistema PAL y la videografía a alta velocidad: 250 fps y 300fps.	58
Tabla IV. Resumen comparativo de estudios de los autores analizados hasta 1999.	73
Tabla V. Resumen comparativo de estudios de los autores analizados década 2000.	83
Tabla VI. Resumen comparativo de estudios de los autores analizados década 2010.	89
Tabla VII. Medios técnicos y humanos para el laboratorio de análisis videográfico. ..	98
Tabla VIII. Momentos clave de la fase de apoyo.	114
Tabla IX. Análisis de imágenes en los momentos clave: observaciones.	114
Tabla X. Ejemplo de aplicación de tablas de corrección o fórmula de regresión.	131
Tabla XI. Estudio de la diferencia entre las medias del plano frontal aparente con las medias del plano frontal real, en los planos sagital y transverso (Fick).	144
Tabla XII. - Coeficientes del modelo de regresión destinados al plano frontal. Primer modelo.	147
Tabla XIII. ANOVA del modelo de regresión definitivo.	150
Tabla XIV. - Coeficientes del modelo de regresión destinados al plano frontal.	151
Tabla XV. Diferencias entre valor real y valor pronosticado mediante la fórmula de regresión.	152
Tabla XVI. Proporción de aciertos y fracasos en la predicción en el estudio piloto.	155
Tabla XVII. Estadísticos de contraste en aciertos/fracasos en la predicción.	156
Tabla XVIII. Proporción de coincidencias y discrepancias entre medidas aparentes y reales.	156
Tabla XIX. Estadística de contraste relacionados con medidas aparentes y reales.	157
Tabla XX. Coeficiente de correlación intraclase de fiabilidad intraobservador.	158
Tabla XXI. Valores para el Coeficiente de correlación interclase.	159
Tabla XXII. - ANOVA intraobservador.	159
Tabla XXIII. Coeficiente de correlación intraclase.	160
Tabla XXIV. ANOVA interobservadores.	161
Tabla XXV. - Análisis comparativo de características técnicas de los estudios comentados.	194
Tabla XXVI. - Desviaciones medias entre ángulos frontales aparentes y reales para supuestos posibles en choque de talón.	205
Tabla XXVII. - Desviaciones medias entre ángulos frontales aparentes y reales para supuestos posibles en inicio del contacto del antepié con el suelo.	207
Tabla XXVIII. - Desviaciones medias entre ángulos frontales aparentes y reales para supuestos posibles en el contacto total del antepié con el suelo.	208
Tabla XXIX. - Desviaciones medias entre ángulos frontales aparentes y reales para supuestos posibles en el contacto total del antepié con el suelo.	209



INTRODUCCIÓN

Diseño de un protocolo de análisis cinemático bidimensional con videografía de alta frecuencia.

Diseño y validación de un método de corrección de distorsiones en retropié

1. INTRODUCCIÓN.

1.1. Definición del problema de investigación.

El Método Clínico aplicado en Podología -Método Clínico Podológico- es análogo al de otras disciplinas clínicas como la Medicina o la Odontología (Steward, 2003). Básicamente comprende el estudio, el diagnóstico y el tratamiento podológico realizados en cada caso clínico de manera protocolizada. En la práctica clínica podológica, el estudio se basa en gran medida en conocer el funcionamiento biomecánico del pie en relación con el resto del aparato locomotor y con su apoyo en el suelo. Dentro del análisis biomecánico, interesa la visión dinámica, especialmente el desarrollo del paso en la fase en el que el pie en estudio apoya sobre el suelo (Viel y Asencio, 2002; Michaud, 2013; Whittle, 2001).

Al pie, como órgano diferenciado del aparato locomotor, se le requieren las principales solicitudes mecánicas durante la marcha ya que un solo miembro soporta todo el peso del cuerpo en la fase monopodal, carga que se ve incluso incrementada por las fuerzas inerciales (Inman, 1881; Nigg, 2001). Por ello, el análisis del paso adquiere gran relevancia ya que con frecuencia los hallazgos en la exploración estática del pie no presentan concordancia aparente con la sintomatología que muestra el individuo. La actitud del pie en descarga, cuando se exploran las articulaciones, y en estática, cuando se observa en bipedestación, no siempre corresponden necesariamente con los gestos dinámicos del miembro inferior (McPoil y Cornwall, 1996; Hunt, Birmingham, Jenky y Jones, 2008).

De otra parte, el análisis de las presiones ejercidas en la planta, recurso de uso frecuente en podología, no proporciona una respuesta unívoca a la etiología del problema, ya que distintas situaciones pueden ocasionar parecidos síntomas plantares (Lelièvre, 1993; Lavigne, 1994; Razegui, 2002). Este análisis de las presiones en la planta, no exento de interés, es fácil de hacer de manera sintética observando la textura de la piel plantar, que responde con rigor a las presiones directas u otras fuerzas anómalas, generando hiperqueratosis de mayor o menor entidad en las zonas sometidas a mayor estrés (Biga, 2008; Spink, Hilton, Lord y Lord, 2009).

Siendo fácil de asumir la importancia del análisis dinámico del pie, cabe preguntarse por qué es una prueba relegada casi al último lugar en la práctica clínica ordinaria (Root, 1977; Roddy, Myers, Thomas, Marshall, D'Cruz, Menz y Peat, 2011). Es posible que lo cause la dificultad intrínseca que presenta, ya que se pretende observar con detalle un fenómeno complejo que, aunque repetido, solo dura un segundo en su desarrollo completo y menos de 6 décimas en la fase de apoyo, la de mayor interés clínico (Inman 1981; Viel y Plas, 2002). El sentido de la visión humana, aun en una persona entrenada, tiene dificultades para registrar todos los detalles necesarios de un acontecimiento tan rápido. Ello ha ocasionado que con frecuencia se perciban solo los elementos más resaltados de la marcha, quedando ocultos otros muchos, dando pie a sacar conclusiones basadas en una sola parte de la realidad (Thornton, 1998).

Hay consenso en que el análisis cinemático tiene una importancia primordial en el estudio podológico, pero si no se hace a través de medios tecnológicos adecuados es

difícil obtener resultados concluyentes. La respuesta a este problema se ha dado hace tiempo: capturar imágenes del movimiento a estudiar y analizarlo con detalle, manipulando la velocidad de visionado y empleando el tiempo y los medios auxiliares necesarios para estudiar cada gesto del paso (Sutherland y Hag, 1972; Paul, 1998).

A medida que se ha ido desarrollando la tecnología, se han usado con más frecuencia imágenes secuenciadas en el estudio del movimiento humano (Sánchez-Lacuesta, 1993; Stegmaier, Alshut, Reischl y Mikut, 2012). Pero parece haberse hecho de una manera intuitiva, sin estudiar de manera rigurosa el procedimiento de capturar fotografías o fotogramas, o al menos no se han descrito con detalle ni se ha justificado suficientemente la forma de hacerlo. Del mismo modo, parece que tampoco se han diseñado procedimientos eficientes para mirar e interpretar las formas obtenidas, dando quizás por válidas apreciaciones que pueden estar influidas por diferentes factores que alteran el resultado aparente. Estas deficiencias han sido detectadas, pero no resueltas (Krebs, 1985; Fuller E, 1996; Chiari L, 2005). Cabe la posibilidad de que se hayan medido ángulos y referencias en las representaciones sin tener en cuenta que no son los objetos reales, lo cual podría alterar los resultados, sino de una imagen de los mismos. El presente estudio pretende avanzar en estas cuestiones.

Para la situación descrita anteriormente, en el enunciado de problemas concretos de investigación, se pueden plantear dos aspectos:

i) Dado que el análisis de la marcha debe ser un elemento central del estudio podológico (Spencer, 1995; Baker, 2012) y la percepción humana a través del sentido de la vista presenta evidentes limitaciones para analizar el paso en toda su complejidad, se necesita capturar el movimiento y analizarlo (Albright y Stoner, 1995) y que la tecnología hace asequible equipos de altas prestaciones (Jian-Guang Lou, Hua Cai y Jiang li, 2005) ¿Cómo se debe llevar a cabo la captura secuenciada de imágenes para que la información sea fidedigna, y por tanto útil, en la práctica Podológica?

ii) Considerando que las imágenes bidimensionales proporcionan una representación plana de la realidad ¿qué recursos se deben emplear cuando los gestos analizados se desarrollan en más de un plano del espacio, siendo pues movimientos biplanares o triplanares? ¿Cómo obtener los datos reales a partir de imágenes bidimensionales de un movimiento que se proyecta en los tres planos del espacio?

Partiendo de estos presupuestos, se tratará de ofrecer respuestas a estas preguntas. La primera propondrá una metodología de trabajo para la captura de imágenes del pie durante la marcha y la segunda ofrecerá una solución validada para corregir las imágenes distorsionadas por la captura de un gesto que se desarrolla en más planos de aquel sobre el que la cámara se encuentra perpendicular.

1.2. Justificación del estudio.

El pie es un órgano del aparato locomotor cuya morfología se adapta a su función dinámica. El movimiento es la razón de ser del pie de tal manera que incluso en estática, el aparato locomotor realiza continuos movimientos de reequilibrio (Viladot, 1989; Michaud, 2011). La valoración de todos los aspectos relacionados con su salud ha de tener como fin conocer la forma particular de ejercer su función, representada por el desarrollo del paso, especialmente en el periodo que soporta la carga.

La visualización directa de la marcha proporciona datos limitados, aunque no despreciables, como son la simetría o asimetría del paso, la longitud de la zancada, la separación entre los pies al adelantarse el uno al otro, el ángulo de cada con respecto al eje de marcha –base y ángulo de marcha o de Fick-, la secuencia de apoyo, los gestos rotacionales, los gestos pronadores o supinadores muy manifiestos, la hiperextensión de primer dedo, y algunos más (Goldcher, 1992; Charles, 1996). Estos signos son evidentes porque, o son constantes y repetidos en cada paso o relativamente dilatados en el corto tiempo que dura el apoyo. No obstante, estos hallazgos rara vez se pueden medir cuantitativamente ya que el gesto real del paso no puede ser congelado ni el momento preciso establecido (Barela, Stolf, Duarte y 2006). Por eso no se pueden expresar con precisión las magnitudes en tiempo y grados de movimiento ni, por consiguiente, es posible estudiar con rigor el caso y/o objetivar su evolución.

Existe un importante número de parámetros cuantificables que añadirían información de interés, y que normalmente no son considerados debido a la dificultad de la adquisición de estos datos (Michaud, 2011). Ejemplo de estos son (Ducroquet, Ducroquet y Ducroquet, 1972):

- Desde una visión posterior –plano frontal-, el grado de inclinación en el plano frontal del calcáneo en momentos clave como el choque de talón, el principio y el final del apoyo del antepié o el despegue del propio talón;
- Desde una visión lateral -plano sagital- el ángulo de la pierna con el suelo y/o con el pie y de este con el suelo en momentos clave del paso, la secuencia de apoyoy los tiempos de cada uno de los periodos de contacto, apoyo medio y propulsivo de la fase de apoyo del pie.
- Desde la visión anterior -también plano frontal- el movimiento del escafoides en relación al suelo (Nielsen, Rathleff, Simonsen y Langberg, 2009), el comportamiento del antepié en su contacto con el suelo y la secuencia de apoyo y despegue de los dedos (McPoil, Cornwall, Abeler, Devereaux, Flood, Merriman et al, 2013).

Para que tengan mayor validez clínica, los datos deben ser cuantitativos en la medida de lo posible, para lo que se requiere una sistemática que haga fiable el análisis de las imágenes (Lin Y y Wang MJ, 2011).

Una clave de este renovado interés por el estudio cinemático simple es la aparición en el mercado de consumo de cámaras fotográficas digitales con función de videograbación que captan una gran número de fotogramas por segundo, capacidad denominada grabación de alta frecuencia. Esta opción permite tanto ralentizar las imágenes como también detenerlas, lo que a la vez posibilita ver al instante detalles antes poco perceptibles, usando videografía (Casio, 2014; JVC PX100BEU, 2014). Este avance tecnológico y comercial -alta frecuencia a coste asequible- puede proporcionar un método de análisis cinemático útil al podólogo clínico para conocer parámetros no usados habitualmente hasta ahora en consulta.

La cuantificación de los datos referidos a tiempos se puede obtener mediante la identificación de los momentos claves del gesto y la congelación de esos fotogramas. Se calcula el tiempo mediante el control del número de fotogramas entre un momento y otro y se realiza la medición de los ángulos (apoyándose en referencias previas marcadas en el pie) empleando un programa informático. La identificación de los momentos claves es posible porque debido al mayor número de imágenes por segundo, se pueden determinar con precisión suficiente esos instantes. Así mismo, la medición de los ángulos se facilita porque a causa de ese elevado número de imágenes, estas son estables –no movidas- permitiendo visualizar las referencias con suficiente claridad (Vollmer y Möllmann, 2011).

Considerando la posibilidad de ofrecer nuevas herramientas diagnósticas al podólogo clínico y al investigador –un análisis cinemático del pie fiable, económico y casi inmediato- se puede considerar que el presente trabajo es de interés científico. En líneas generales, este estudio propondrá un protocolo de análisis cinemático del pie basado en el uso de imágenes bidimensionales (videogramas), e introducirá en la Podología Clínica las innovaciones tecnológicas en equipos de captación de imágenes videográficas a alta velocidad. Conviene insistir en que aunque este protocolo tiene inicialmente una finalidad clínica, por lo que el material y el método deben ser asequibles al podólogo de formación común, también será útil a la función investigadora, divulgativa y docente dentro del campo podológico (Perales FJ, 2006).

Con este trabajo se espera potenciar y revalorizar el análisis cinemático dentro del proceso de estudio podológico, que, siendo clave para el diagnóstico correcto, ha quedado devaluado en favor de la exploración articular, del análisis estático y de la medición de las cargas en estática y dinámica.

Concretando lo recogido anteriormente, presenta dos novedades que parece adecuado destacar:

- i) La concreción de un método apropiado para la práctica podológica habitual de uso de imágenes bidimensionales en el análisis cinemático, incluyendo determinados movimientos triplanares, que aproveche las ventajas de la grabación a alta frecuencia, que permitirá analizar parámetros espacio-temporales.

ii) La obtención de datos propios de los análisis tridimensionales a partir de imágenes bidimensionales en combinación con datos complementarios y usando un método corrector, lo que constituye el núcleo de este trabajo científico

En definitiva, este método trata de poner al alcance del podólogo una forma relativamente simple, pero suficientemente rigurosa, de resolver dudas de carácter biomecánico en la práctica clínica diaria, usando tecnologías de última generación, a un coste asumible. Cabe resaltar la elaboración de las tablas correctoras de las distorsiones que provoca la perspectiva en la imagen de la cara posterior del retropié, aspecto de especial interés biomecánico (Hedrick, 2008). De estas se obtiene una fórmula de regresión que permite la corrección sin necesidad de aplicar directamente dichas tablas.

Además del apoyo a la práctica clínica, facilitando el diagnóstico certero gracias a la posibilidad de obtener datos de carácter tridimensional a partir de imágenes bidimensionales, y a la actividad investigadora, permitiendo hacer estudios biomecánicos fiables, la metodología tiene una finalidad demostrativa y preventiva hacia los pacientes y docente hacia los estudiantes de Podología. Estas funciones son obligadas para el clínico, el investigador y el docente, que han de contribuir desde sus ejercicios respectivos a una evolución disciplinar constante (Helfand, 1995; Ferro, Martínez y Otero, 2008).

1.3. Motivación personal.

La motivación personal del doctorando se fundamenta en su interés por dos campos que se unen en este proyecto:

i) La Biomecánica relacionada con la Podología, que centra su atención en la dinámica del paso y en el funcionamiento del conjunto pierna-tobillo-pie (Abboud, 2002).

ii) La captura gráfica de la realidad que le rodea, que incluye los elementos esenciales de su profesión.

Por un lado ha realizado parte de su currículum en el estudio teórico del funcionamiento del pie, apoyado por una dilatada experiencia clínica, y por otro ha ido adquiriendo conocimientos y habilidades en la técnica fotográfica y, fundamentalmente videográfica, orientados a la práctica. Ambas facetas pretenden ser desarrolladas en dos funciones básicas relacionadas con el entorno docente: la adquisición y generación de conocimiento y su transmisión, siguiendo el criterio de constituirse en orientador del aprendizaje del alumno (De Pablos, 2003; Pérez Tornero, 2002; Cabero, 2000).



OBJETIVOS

Diseño de un protocolo de análisis cinemático bidimensional con videografía de alta frecuencia.

Diseño y validación de un método de corrección de distorsiones en retropié

2. OBJETIVOS.

En concordancia con la información previamente adelantada, se pueden definir los siguientes objetivos del trabajo:

Objetivos principales:

- Proponer un protocolo de análisis cinemático del pie basado en el uso de imágenes bidimensionales (videogramas), aplicable a la clínica podológica diaria, pero de uso extensible a la investigación, la docencia y la divulgación.
- Establecer un método de corregir las distorsiones ópticas provocadas por la perspectiva en los movimientos triplanares en el pie, fundamentalmente en la articulación subastragalina, y validar dicho método.

Objetivos secundarios:

- Introducir en la Podología las innovaciones tecnológicas en equipos de captación de imágenes videográficas a alta velocidad fabricadas para uso doméstico.
- Proponer nuevos parámetros de análisis cuantitativos en cinemática, cuyos valores de normalidad puedan ser conocidos posteriormente a través de nuevas investigaciones.
- Reforzar el papel demostrativo en el ámbito clínico y docente, divulgador y preventivo del análisis cinemático.



HIPÓTESIS

Diseño de un protocolo de análisis cinemático bidimensional con videografía de alta frecuencia.

Diseño y validación de un método de corrección de distorsiones en retropié

3. HIPOTESIS.

Para cubrir el objetivo de diseñar un protocolo de análisis videográfico bidimensional aplicable, al pie se realiza un estudio exploratorio basado en el conocimiento de otras disciplinas, en el estudio de otros protocolos equivalentes y en la experiencia profesional que, dado su carácter fundamentalmente cualitativo, no requiere de una hipótesis de partida.

Sin embargo, en la información aportada anteriormente se adelanta que uno de los principales problemas a resolver son los errores de perspectiva. Esta dificultad tiene especial significación en el estudio de la posición del calcáneo con respecto al suelo –relacionada con el funcionamiento de la articulación subastragalina- por la importancia clínica que tiene este dato y por el hecho de que presenta desviaciones en el plano sagital en todos los pies y también en el transversal en los que tienen ángulos de Fick mayores de 0°. Esto último ocurre por la imposibilidad de encuadrar la cámara perpendicular al pie sin que se interponga el otro pie durante la marcha.

Se plantea hacer un estudio in vitro con un simulador que represente al calcáneo en distintas posiciones a voluntad del investigador, sobre el que se realizarían una serie amplia de fotografía de esas posiciones en las mismas condiciones ópticas que las videográficas, para poder comparar los grados aparentes –fotografiados- con los reales –colocados en el simulador- de manera que se conozca la cuantía de las distorsiones y se puedan establecer procedimientos de corrección. Dicho procedimiento se aplica al análisis videográfico real ya que las condiciones ópticas son las mismas. Habrá que comprobar si se pueden predecir ángulos reales a partir de los ángulos aparentes medidos en las fotos, y teniendo en cuenta la información de los planos no reflejados en las imágenes –en nuestro caso, el sagital y el transversal-. Después de un estudio previo amplio, descrito en un apartado posterior, se establecen los mecanismos de corrección, consistentes primero en la elaboración de unas tablas correctoras y después en la determinación de una fórmula de regresión, cuya precisión será también establecida. Asimismo, se lleva a cabo un experimento a simple ciego sobre un simulador. Este experimento origina las hipótesis de esta tesis.

Se parte de la base de que si se demuestra la hipótesis de trabajo en el experimento, también será posible corregir las distorsiones objeto de estudio en el ámbito clínico, dado que las condiciones ópticas son equivalentes.

Hipótesis de trabajo (Hi): Usando un simulador con movimientos controlados en los tres planos del espacio, es posible determinar el ángulo del calcáneo simulado con respecto al suelo en el plano frontal, conociendo previamente su ángulo en los planos transversal y sagital, a pesar de las distorsiones provocadas por la perspectiva, aplicando unas tablas elaboradas previamente y/o una fórmula de regresión derivadas de dichas tablas.

Hipótesis nula (Ho): Usando un simulador con movimientos controlados en los tres planos del espacio, no es posible determinar el ángulo del calcáneo simulado con

respecto al suelo en el plano frontal, conociendo previamente su ángulo en los planos transversal y sagital, debido a las distorsiones provocadas por la perspectiva, aunque se apliquen unas tablas elaboradas previamente y/o una fórmula de regresión, derivadas de dichas tablas.



Kodak

MARCO TEÓRICO

Diseño de un protocolo de análisis cinemático bidimensional con videografía de alta frecuencia.

Diseño y validación de un método de corrección de distorsiones en retropié

4. MARCO TEÓRICO.

Desde las primeras manifestaciones perdurables del ser humano se observa un interés por su capacidad de movimiento corporal. La representación de los primeros seres humanos andando o corriendo en las cacerías captan los pasos de la marcha o la carrera (Fig. 4.1). Ello supone un elemental estudio del paso ya que el artista tiene que sintetizar el gesto que pone de manifiesto el dinamismo de la escena y plasmarlo en su obra. Ya sea con fines mágicos, como rito propiciatorio de la caza, o testimoniales, el pintor necesita conocer los elementos esenciales del movimiento humano para este objetivo (Asón y Martín, 2012).



Fig. 4.1. Figuras humanas en movimiento. Arte rupestre. Nordeste de Brasil (Martín, 1988).

Este interés ha permanecido constante a lo largo del tiempo, dando distintos resultados a medida que ha evolucionado la tecnología de la imagen. Es el caso del estudio sobre el galope que Eadweard Muybridge hizo en 1878 para demostrar que, durante una fase del mismo, las cuatro patas permanecen en el aire (Fig. 4.2). Consigue una captura de 16 fotos en $\frac{1}{2}$ segundo, que proyectadas secuencialmente producen la sensación de movimiento en que se inspiraría el cinematógrafo (Herránz-Pascual, Pastor-Bravo y Barreiro-Rodríguez, 2013).

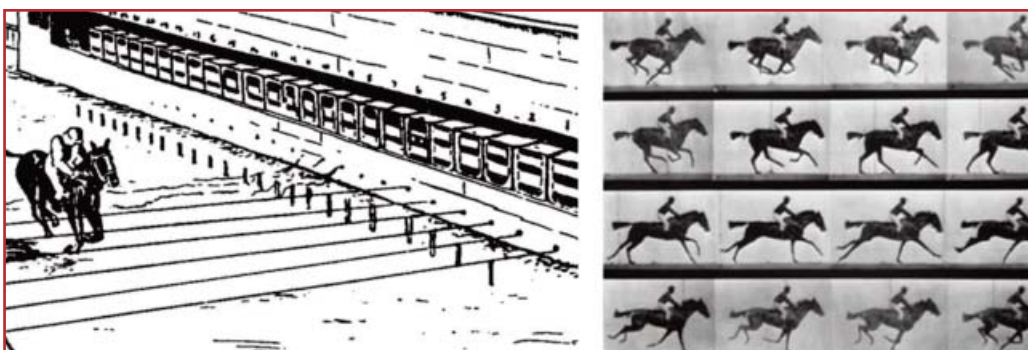


Fig. 4.2. Primer estudio cinemático, en 1878, de Muybridge. Técnica de grabación de El caballo en movimiento y resultado (Feldman, 1995).

En el ámbito de la Podología, teniendo en cuenta que el pie es un órgano fundamental del aparato locomotor cuya función principal es el desplazamiento del individuo, el estudio del comportamiento dinámico es uno de sus cimientos. Ninguna de sus afecciones se puede entender sin considerar los factores biomecánicos que intervienen y que de manera genérica se denomina Patomecánica Podológica (Reina y Vázquez, 2013).

La captura y estudio de la imagen en movimiento es una herramienta esencial en el análisis biomecánico ya que mediante la observación directa no se puede apreciar todos los detalles de la marcha humana. Dicha captura se ha realizado mediante la aparatología que la técnica ha ofrecido en cada momento. Esta tecnología tiene sus bases teóricas en la Óptica Geométrica, de la que derivan la Ortofotografía, la Fotogrametría y en un segundo escalón, la Fotografía Clínica, basada también en la Fotografía Científica (Nayler, 2003). Otras bases son la Ingeniería mecánica, la Electrónica y la Informática aplicadas a la captura de la imagen en movimiento. Interesa revisar brevemente algunas de estas disciplinas.

4.1. Óptica Geométrica, Ortofotografía y Fotogrametría.

Constituyen las ciencias aplicadas que a su vez fundamentan los instrumentos usados en nuestro trabajo.

4.1.1. Bases de la Óptica Geométrica.

La Óptica geométrica es la parte de la Física que estudia las leyes de reflexión y refracción de los rayos lumínicos -aquellos que corresponden al espectro visible de las radiaciones electromagnéticas- cuando inciden en objetos opacos o transparentes de diversa forma y naturaleza. Desde un punto de vista físico, la luz es una radiación de naturaleza electromagnética que puede propagarse en el vacío, de una frecuencia entre 4000 Armstrong -límite de la luz ultravioleta- a 7500 Armstrong -límite de la infrarroja-, equivaliendo un Armstrong a 10⁻¹⁰ metros (Begunov, Zakaznov y Lozhakova, 1976).

A efectos prácticos, se considera que un rayo de luz es la dirección por la que la luz producida o reflejada por un punto de una superficie se desplaza. Lo hace inicialmente en línea recta cuando viaja por un medio homogéneo, pero puede ser absorbido, reflejado o desviado –refractado- cuando incide en determinados cuerpos, como espejos, prismas o lentes, siguiendo leyes mecánicas. La refracción es la desviación que se produce en un rayo cuando pasa por cuerpos distintos (Fig. 4.3). El concepto anterior no es válido cuando se aplica la mecánica cuántica o aparecen fenómenos de difracción –desviación al interferir rendijas- de manera relevante (Sagrario, Pérez y Escofet, 2004).

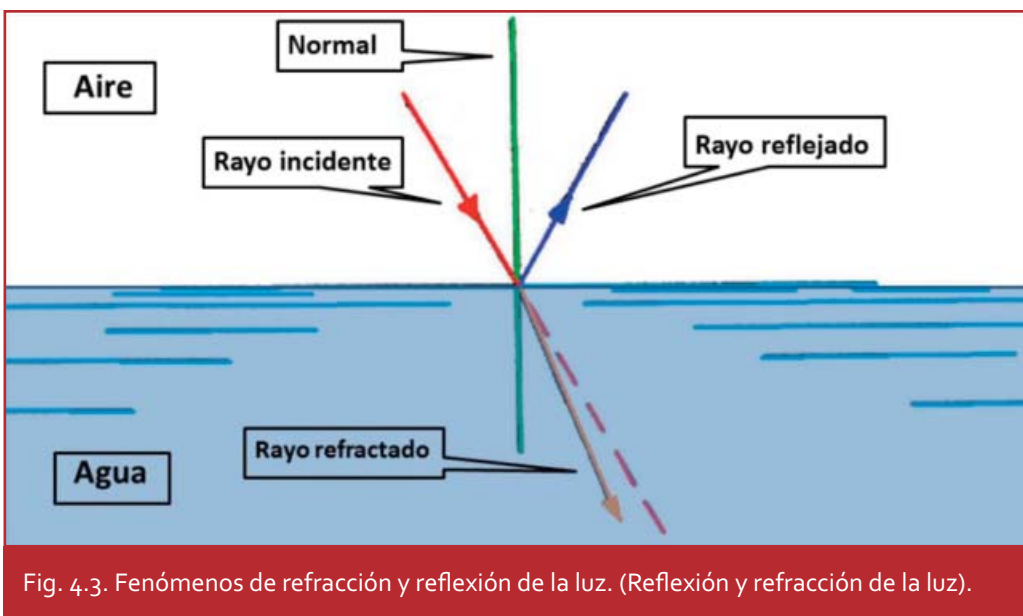


Fig. 4.3. Fenómenos de refracción y reflexión de la luz. (Reflexión y refracción de la luz).

Estos fenómenos pueden analizarse mediante una representación gráfica o derivarse en fórmulas matemáticas y responden a determinadas leyes (Mejías y Martínez, 1999).

i) Principio de Fermat: la trayectoria de la luz es aquella en la que los rayos necesitan menos tiempo para ir de un punto a otro. Coincide con la Ley de propagación rectilínea de la luz. De este hecho se derivan las leyes posteriores.

ii) Ley de independencia de los rayos luminosos: cada rayo ejerce su acción con independencia de los demás. Si se interpone un objeto en su recorrido, solo resultarán afectados los interferidos por el objeto.

iii) Ley de reflexión de la luz: cuando un rayo de luz incide sobre una superficie reflectante plana, el ángulo de incidencia es igual al ángulo de reflexión. Se denomina ángulo de incidencia al que forma el rayo que incide con la recta normal –perpendicular- al plano que refleja. Se denomina ángulo de reflexión al que forma el rayo reflejado con la recta normal al plano reflectante.

iv) Ley de refracción de la luz, o ley de Snell: la multiplicación del índice de refracción por el seno del ángulo de incidencia es constante para cualquier rayo de luz incidiendo sobre la superficie que separa dos medios contiguos, con índices de refracción distintos, atravesados por el rayo.

v) Principio de reciprocidad: aplicable a las leyes anteriores. El comportamiento del rayo reflejado o refractado es reversible, es decir equivalente al que tendría si la dirección de este fuera inversa.

Un sistema óptico es el conjunto de superficies que separan medios de diferentes índices de refracción. Si son transparentes y solo se produce la refracción, no la reflexión, se denomina dioptrio. El ojo humano constituye un buen ejemplo. En el caso de la cámara fotográfica, esas superficies son las de las lentes. Se considera un sistema óptico sencillo cuando la luz solo atraviesa un cuerpo –la lente única en los equipos fotográficos simples- y complejo cuando lo hace a través de varios cuerpos, situación frecuente en la técnica fotográfica actual. En el sistema óptico principal (Fig. 4.4) cabe considerar los siguientes elementos o conceptos (Marcet y Diego, 1998; Marín y Ruiz, 2004).

i) Eje principal: es el eje común perpendicular al conjunto de lentes –o el eje perpendicular a la lente- Cuando este eje atraviesa los distintos elementos por su centro, se habla de sistema óptico centrado, situación habitual en fotografía.

ii) Objeto: es la superficie fuente de los diferentes rayos, ya sean de luz propia o de luz reflejada. En el caso de la fotografía, es el elemento que se pretende captar.

iii) Imagen real: es el resultado de la convergencia en una superficie de los rayos emitidos por el objeto tras atravesar un sistema óptico adecuado. En la fotografía, la superficie donde se forma la imagen es la película o el dispositivo electrónico fotosensible.

iv) Sistema óptico estigmático: en el que el rayo de cada punto emitido por el objeto solo genera un punto en la imagen tras atravesar el sistema óptico. Es la situación ideal en la fotografía.

v) Sistema óptico astigmático o no estigmático: al contrario que en el caso anterior, cada rayo puede producir varios puntos en la imagen, produciendo aberraciones.

vi) Lente: es un sistema óptico en sí mismo. Lo constituye un cuerpo transparente isotrópico con dos caras –dioptrios- que pueden presentar una superficie esférica o plana. Al menos una de ellas debe ser esférica. Cuando el espesor de la lente es significativamente menor que los radios de su curvatura se denomina lente delgada, que es la situación habitual en fotografía. Las lentes pueden ser convergentes –más delgadas por los extremos que por el centro- o divergentes, más gruesas por los extremos que por el centro.

vii) Centro óptico: es el centro geométrico de la lente.

viii) Foco principal imagen: Se da en las lentes convergentes y es el punto sobre el eje principal donde convergen los distintos rayos tras atravesar la lente.

ix) Distancia focal: es la distancia entre el centro óptico y el foco.

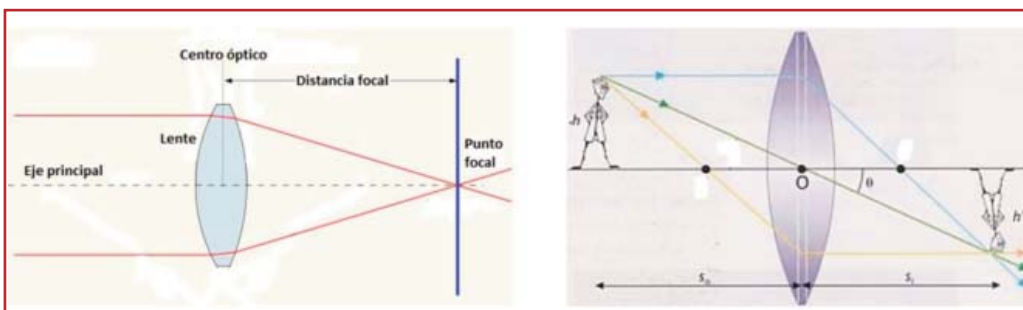


Fig. 4.4. Sistema óptico simple y esquema de formación de la imagen en la cámara fotográfica (Marín et al, 2004).

Los elementos analizados anteriormente representan someramente las bases de la óptica geométrica aplicables a la fotografía. Algunos de ellos, junto con otros aspectos técnicos de la fotografía, se desarrollarán en apartados posteriores.

4.1.2. Bases de la Ortofotografía y la Fotogrametría.

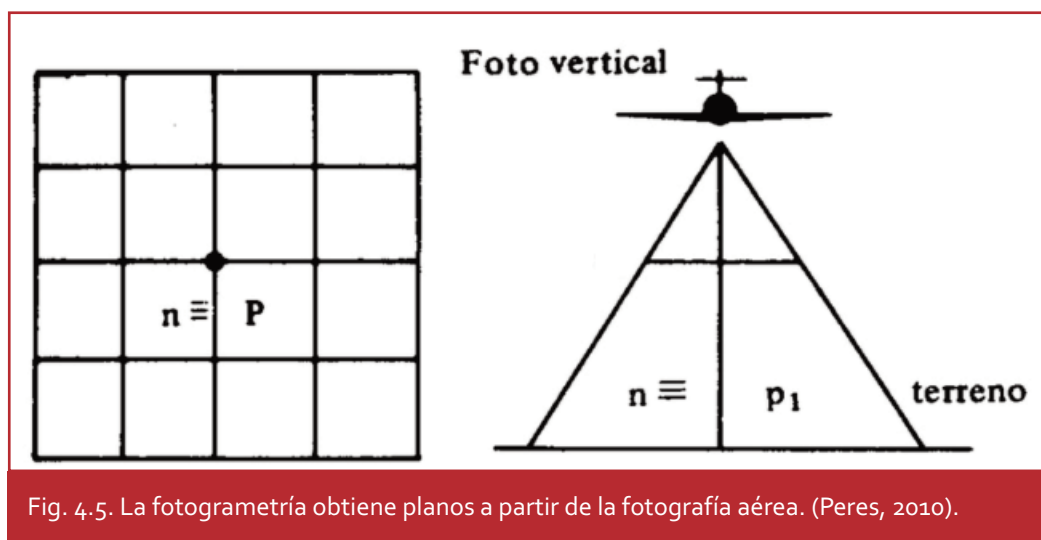
La Ortofotografía, en general, es la técnica de realizar fotografías ortogonales u ortofotos, en las que las formas y proporciones del objeto fotografiado guarden correspondencia con la imagen tomada (Wolf, 1985). A modo de ejemplo simple, si se fotografía un rectángulo perfecto pintado en una superficie, en la imagen se tiene que ver un rectángulo perfecto.

La Fotogrametría es la técnica cuyo objeto es estudiar y definir con precisión la forma, dimensiones y posición en el espacio de un objeto cualquiera, utilizando medidas hechas sobre una o varias fotografías de ese objeto (Gruen, 1997; Sandoval, 2004).

Inicialmente se empleó en la Cartografía pero sus aplicaciones se han extendido a la Agronomía, la Arquitectura, la Arqueología y posteriormente a la Biomecánica, la Ergonomía, las Ciencias del Deporte, la Zoología e incluso a la Investigación Policial. No obstante, la Cartografía ha desarrollado con más profundidad los aspectos teóricos de esta técnica por lo que interesa analizar someramente los que tienen más aplicación al análisis biomecánico con imágenes bidimensionales, objeto de este trabajo.

En Cartografía se usa habitualmente la Fotogrametría aérea en vertical. Consiste en la obtención de series de fotos consecutivas con el avión moviéndose en una ruta y a una velocidad preestablecida. Cada fotografía encuadra un espacio que es parcialmente vuelto a fotografiar por la siguiente, existiendo por tanto un espacio de solapamiento o recubrimiento que es doblemente fotografiado. Cuando se fotografía un objeto desde dos puntos de vista diferentes pero cercanos se puede obtener una representación tridimensional del relieve mediante estereoscopia, o visión de un mismo objeto desde dos ángulos distintos.

Por otro lado, si se aprovecha solo la parte central de cada imagen, menos sometida a distorsiones, se obtiene una ortofotografía, es decir, una imagen ortoscópica u ortogonal, que es aquella que no presenta distorsiones o que han sido corregidas (fig. 4.5). Una vez obtenidas las fotografías son sometidas a procesamiento informático para obtener mapas o planos fidedignos con representación del relieve (Paine y Kiser, 2012).



También es necesaria la calibración previa de la cámara mediante la fotografía de una placa reticulada de gran estabilidad con coordenadas perfectamente definidas. Se compara la fotografía obtenida con la placa. (Sánchez, 2006)

Los conceptos anteriores tienen su aplicación al estudio cinemático de la biomecánica del pie.

4.2. Fotografía Clínica. Fotografía Científica.

El campo objeto de este trabajo puede encuadrarse dentro de la Fotografía Clínica, que es un instrumento de registro de datos visuales de gran importancia en la práctica clínica pues, aunque no siempre una imagen vale más que mil palabras, la observación de esta puede aportar y conservar datos clínicos esenciales. Dada su importancia, se publica una revista científica que recoge los avances en este campo, el Journal of Visual Communication in Medicine. En el ámbito médico está muy implantada en Dermatología (Fig. 4.6) y en Odontología, donde se han desarrollado protocolos de realización (Vallejo D. 2011, Murray A. 2012; Ayala, JC, 2014). En Dermatología ha propiciado la Tele dermatología, que permite al médico de familia consultar con el dermatólogo casos de su especialidad sin necesidad de la derivación física del paciente (Aguilera, GR, de la Calle, PC; Iglesias EV, Caminero PS, Arpa MG, Martín JG, 2014).



Fig.4.6. Fotodermatoscopia. Permiso de HUVV.

También se ha desarrollado en otros campos médicos, como la Cirugía y la Anatomía (Loukas, 2013). Puede tener, además, valor probatorio en procesos judiciales (Estarellas, Anaya, Miró y García, 2006). En general, la Fotografía como tal es ampliamente usada por todas las disciplinas clínicas, si bien no en todos los casos consta que se hayan establecido métodos reglados para su empleo. En diferentes trabajos ha sido la herramienta esencial en la investigación clínica (Lizarralde, Useche y Ibañez 2011).

La Fotografía Clínica ha de cumplir requisitos de rigor e idoneidad y es objeto de análisis en sí misma. En una disciplina afín a la Podología como es la Ortopedia, se han realizado estudios donde se contempla la correcta ejecución de estos documentos gráficos (Fig. 4.7), considerando aspectos como el encuadre, el fondo, la perspectiva, etc. (Uzun, Bülbül, Toker, Beksac y Kara, 2014). Tiene sus bases en la Fotografía Científica, relacionada a su vez con la Documentación Fotográfica, cuyo objeto es obtener imágenes de la realidad que la represente de la manera más fidedigna posible. Desde que Daguerre presenta oficialmente su daguerrotipo en 1839 (Rodríguez, 2009) -la primera modalidad fotográfica- la técnica ha ido evolucionando para, entre otras utilidades, fijar y documentar los hechos y objetos que rodean al hombre y al hombre mismo. Por ello ha sido constante la preocupación por la fidelidad de las imágenes a los objetos registrados (Sánchez-Vigil y Salvador-Benítez, 2014).

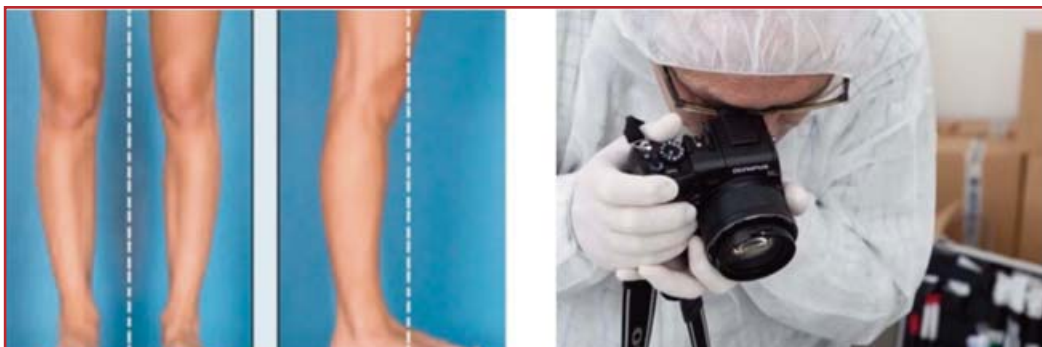


Fig. 4.7.- El encuadre, el fondo, la perspectiva, entre otros parámetros son elementos importantes en la Fotografía Clínica (Uzun et Al, 2014). El fotógrafo forense evita la contaminación biológica de una prueba al fotografiarla (Foto del Instituto Médico Legal de Aragón).

La Fotografía Científica amplía la capacidad de la vista humana (Monje, 2014). No es meramente interpretativa, pues se considera un testimonio de la realidad y permite describir mediante imágenes objetos difícilmente narrables mediante el texto, el cual, generalmente, se convierte en un complemento de aquella. De hecho, la Fotografía Científica siempre se acompaña del texto literario que contextualiza y desarrolla su contenido. Gracias a esta técnica se puede detener el movimiento acelerado, acelerar los procesos lentos, escrutar el universo o profundizar en el microcosmos (Monsalve, 2003).

4.3. Contexto del análisis cinemático en la práctica clínica.

Para entender la importancia del análisis cinemático dentro del proceso de atención podológica, se debe situar esta prueba en el entorno procedimental donde se desarrolla (Fig. 4.8).

La atención clínica podológica constituye un proceso que comprende varias fases obligadas y que supone aplicar el Método Clínico en la Podología, por lo que se la denomina Método Clínico Podológico (Helfand, 1995; Espinosa, Limón, Reina, Pabón, Alarcón y Pastor, 2013).

Se puede considerar que la atención podológica presenta inicialmente dos facetas:

- 1) Una faceta en la que el profesional actúa como generalista, donde el paciente acude a la consulta por decisión propia o derivado por otro profesional de la salud, pero en la que aún no se ha estudiado su problema ni, por tanto, se ha instaurado tratamiento.
- 2) Otra en la que el podólogo interviene como especialista, donde el paciente ya ha sido estudiado, diagnosticado y en su caso tratado en primera instancia por un podólogo, pero que luego es remitido a otro podólogo especializado para que sea estudiado o tratado de manera específica, bien mediante terapias concretas - Podología Física, Ortopodología, Cirugía Podológica, etc.- o bien para ser seguido por un podólogo especializado en un tipo específico de pacientes, como de pie de riesgo, deportistas, niños, etc. (Dorca. 1994; López, Alonso, Janeiro, Bouza y Calleja, 2002).



Fig. 4.8. El análisis cinemático es un componente esencial del Método Clínico Podológico, que se inicia con la entrevista clínica, donde el podólogo generalista adquiere información del paciente y este identifica al podólogo como especialista del pie, y continúa con el estudio clínico (Espinosa et al. 2013).

El presente trabajo desarrolla un procedimiento de análisis cinemático videográfico preciso, simplificando los medios para su realización por lo que es útil tanto para el podólogo clínico, generalista o especialista, como para el investigador sin acceso a medios más sofisticados.

Para un estudio biomecánico eficaz, además de la realización de pruebas exploratorias manuales y de la observación directa, se necesita el concurso de medios tecnológicos que detecten lo que la simple vista humana no puede captar, especialmente en el análisis de la marcha (Sutherland, Kaufman y Moitoza, 1994; Adriacchi y Alexander, 2000).

Los estudios biomecánicos se nutren básicamente de dos fuentes de datos: los que provienen de los estudios cinéticos, que son aquellos que analizan las fuerzas que desarrollan los cuerpos en movimiento, y los originados en los estudios cinemáticos, aquellos que analizan los movimientos angulares o lineales de los mismos sin tener en consideración las fuerzas que originan.

En el ámbito podológico, los estudios cinéticos tienen dos modalidades básicas:

- i) Los que aportan datos sobre las presiones que soporta cada zona plantar, mediante el uso de podoscopios, pedígrafos, plataformas de presiones (Fig. 4.9) o plantillas instrumentalizadas. Las plataformas de presiones pueden ser de tipo óptico o con sensores piezoeléctricos (Yabar, García y Villavicencio, 2008).
- ii) Los que registran el conjunto de fuerzas de reacción del suelo -en los sentidos vertical, antero posterior, latero-medial y rotacional- que provoca el apoyo del pie en cada pisada, usando para ello las plataformas de fuerzas (Megland y Frank, 1995; Chesnin, Selby-Silverstein y Besser, 2000).



Fig. 4.9. Huella de podoscopio, pedigrafía tradicional y registro procedente de plataforma de presiones de diferentes pacientes.

En el primer caso -uso de plataforma de presiones- los datos se interpretan como verticales, pero pormenorizadas en los distintos puntos de captación. En el segundo, los datos hacen referencia al conjunto de fuerzas que se proyecta sobre el pie y no a la carga particular que cada una de sus partes, si bien mide los vectores en los distintos planos del espacio.

Los estudios de cinemática analizan la velocidad y dirección de los movimientos lineales y angulares de los segmentos del miembro inferior durante el paso (O'Malley, Lynn y de Paor. 1993; Sutherland et al, 1994; Ball. 2008). Se basan en la captación secuenciada de imágenes y su posterior estudio y actualmente se usan, entre otros sistemas, equipos de videograbación, aunque en sus inicios se utilizó la fotografía y la cinematografía. En proyectos de investigación de alto presupuesto se emplean instalaciones que permiten la captación en tres dimensiones. Estos estudios rara vez están disponibles en la clínica habitual, menos en nuestro país, si bien los avances tecnológicos y comerciales puede proporcionar equipos asequibles a corto o medio plazo.

Otra opción es el uso de sensores que, colocados en los segmentos en estudio, captan las variaciones de movimiento de estos y los transmiten a una unidad central que los integra (Fig. 4.10). Se ha empezado a usar recientemente en clínica (Zurita. 2012).



Fig. 4.10. Sensores inerciales de uso podológico (STT Systems®).

Es interesante un novedoso sistema de análisis basado en el procesamiento de los datos de interrupción de luz de unas líneas de diodos paralelas a la senda de marcha – también se pueden adaptar a una cinta rodante- de las que una emite luz y la otra la recibe, o no, si es interrumpida por el pie del paciente (Fig. 4.11). Este sistema, combinado con una alfombra dotada de sensores de presión, permite analizar variables espacio-temporales de la marcha (Lienhard, Schneider y Maffiuletti. 2012).

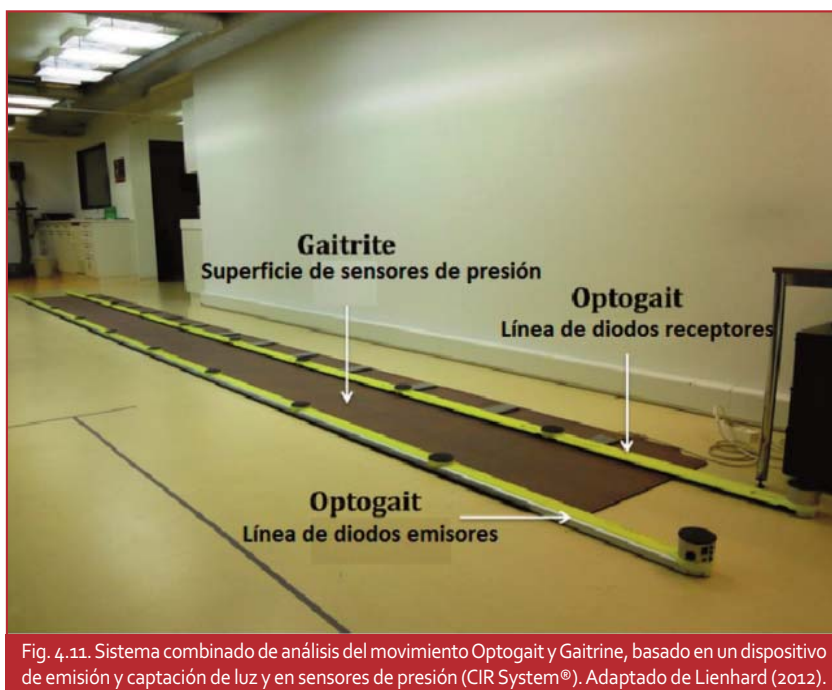


Fig. 4.11. Sistema combinado de análisis del movimiento Optogait y Gaitrine, basado en un dispositivo de emisión y captación de luz y en sensores de presión (CIR System®). Adaptado de Lienhard (2012).

Podemos afirmar que los estudios cinéticos basados en captadores de presiones confirman la información que proporciona la textura de la planta, la cual indica, mediante el trofismo diferenciado de la piel, con la presencia de piel fina, densa o el desarrollo de hiperqueratosis, qué zonas están sometidas a mayor o menor presión (Menz, Zammnit y Munteanu, 2007), mientras que los cinemáticos complementan la observación directa de la marcha, la cual es explorada inicialmente a simple vista (Herman, Inbar-Borovsky, Brozgol, Giladi y Hausdorff, 2009).

Siguiendo el argumento anterior, se deduce que los estudios cinemáticos –movimientos- indican cómo y por qué se produce la situación estudiada, y los cinéticos –fuerzas y presiones- cuáles son los resultados en la planta del pie (Fuller, 1996). Luego los estudios cinéticos no aportan conclusiones acerca del origen de la patología existente en estructuras superiores a ésta: elementos osteo-articulares y músculo-ligamentosos. Por ello deben prevalecer los estudios cinemáticos sobre los cinéticos,

aunque en la práctica habitual estos últimos se emplean con más frecuencia (Pataky, Caravaggi, Savage y Crompton, 2008).

4.4. Uso de las imágenes en la práctica podológica.

Es tradicional el uso de imágenes en la actividad clínica podológica, pues la forma del pie, especialmente la configuración del arco plantar, se ha relacionado siempre con su funcionamiento. Por ello se justifica hacer un breve resumen cronológico de este empleo (Paul, 1998; Collado, 2004b).

i) El primer interés se centró en la huella, tanto tridimensional -por impresión sobre un material blando como la arena o la escayola blanda- como bidimensional -mediante la impresión directa de la planta tintada sobre papel-.

ii) Posteriormente se diseñó el pedígrafo, que permitió obtener una imagen bidimensional de la huella sin manchar la planta de tinta (Fig. 4.12). Una evolución de este fue el pedígrafo de trama, cuya superficie de contacto con el papel tiene una trama en relieve que favorece una mayor concentración de tinta donde hay más presión, pudiendo establecerse una escala para calcular la intensidad de ésta y establecer gradientes. Este sistema se usa para diseñar ortosis plantares personalizadas mediante la adherencia de distintas piezas prefabricadas en una base (Lavigne et al, 1994).

iii) La captación tridimensional de la huella se usa cuando se obtienen moldes para confeccionar sobre ellos ortosis plantares (Fig. 4.12). Los dos tipos más comunes son los de venda de escayola, con distintas variantes, y los de espuma fenólica, la más usada ahora en el entorno español (Morcuende, Weinstein, Dietz y Ponseti, 1994; Benhamú, González, Martínez, Munuera y Guerrero, 2004). Ciertos materiales permiten obtener un molde de la planta que constituye en sí mismo la ortosis en bruto, terminado con el apropiado mecanizado (Coll, Coll y Perarnau, 2003).



Fig. 4.12. Pedígrafo clásico, toma de molde en escayola y en espuma fenólica. Las pedigrafías se suelen usar con fines diagnósticos, pero los tres sistemas se pueden emplear para la confección de ortosis plantares.

iv) Un perfeccionamiento de la pedigrafía fue el fotopodograma (Viladot, 1989), que en vez del pedígrafo convencional empleó un sistema derivado de la técnica fotográfica consistente en impregnar con líquido revelador la planta del pie e impresionar este en un papel fotográfico velado. A la vez, una evolución del fotopodograma fue el radiofotopodograma, donde se realizaba un doble disparo radiográfico dorso-plantar usando la técnica de Cahon, sobre el pie impregnado en revelador, situado en una placa con el chasis abierto (Fig. 4.13). La sala de radiología ha de estar a oscuras, solo con luz inactínica. El resultado es una radiografía hecha con la mencionada técnica de Cahon –un rayo incide por detrás de la pierna y después otro incide por delante- sobre la que se superpone la imagen de un fotopodograma. Estos dos sistemas están prácticamente en desuso (Montagne, 1984; Viladot, 1989; González. 2010).

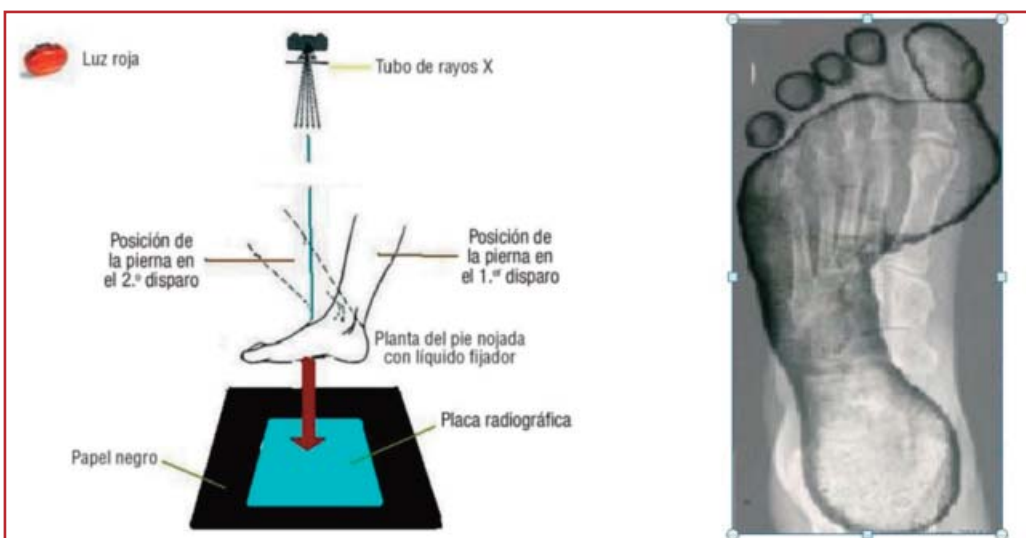


Fig. 4.13. Técnica de obtención y resultado del radiofotopodograma (Rodríguez. 2011).

v) Se llegó a “fotocopiar” la planta del pie, pero el desarrollo de la informática, los escáner de imágenes bidimensionales y las plantillas instrumentalizadas con sensores, derivó hacia la captura directa de información por medio de estos artificios (Fig. 4.14) adaptados al uso podológico (Prats, Lluch, Alcorisa, Vergués y Cal. 2009).



Fig. 4.14. Escáner digital plantar patentado por Montañola (2005).

vi) Paralelamente, se han tomado fotos clínicas de las distintas partes del pie y desde diferentes ángulos, para registrar el seguimiento de los casos. Antes de la aparición de la electrónica en las cámaras fotográficas, se realizaban con cámaras de película fotosensible, de las cuales las más adecuadas eran las diapositivas por su calidad de imagen a bajo costo. Desde finales del siglo pasado se usan cámaras de sensor electrónico, de tecnología digital (Barco, Iglesias, Barco y Riba. 2001; Elbeshbeshy y Trepman, 2001; Langfortd, 2003).

vii) En la Clínica Podológica no se tiene constancia del uso de la cinematografía, que solo se ha utilizado en investigación, dada la falta de inmediatez del visionado y sobre todo el coste económico del sistema (Baker, 2007). Sí habría sido factible el uso del formato de cine doméstico "8mm", sustituido posteriormente por el de "superocho", cuyo coste era más asequible: la moviola, instrumento para el montaje, permitiría una visión ralentizada de la secuencia, pudiendo congelarse en un instante concreto (Soriano y Llana, 2007). Tenía una ventaja sobre el video doméstico tradicional europeo, de uso mayoritario aún, ya que algunas cámaras del formato superocho podían grabar hasta 38 imágenes por segundo, frecuencia mayor que el sistema PAL de vídeo, de 25 imágenes por segundo (Voogel y Keyzer, 1979).

viii) Las imágenes secuenciadas no se usaron en clínica hasta la aparición del vídeo doméstico: formatos BETA, VHS, Vídeo 8, SuperVHS y Hi8. Posteriormente se han usado los formatos MiniDV –Digital-, DVD y otros formatos de vídeo comprimido, propios del almacenamiento en tarjetas de memoria (Gupta, Goyal y Hemrajani, 2013; Rao, Kim y Hwang, 2014).

ix) Una probable evolución futura en la práctica clínica habitual será la incorporación del análisis cinemático en tres dimensiones, ya comentado, en que una instalación con varias cámaras conectadas a un equipo

informático procesa todas las imágenes y crea una representación tridimensional del pie en un entorno de realidad virtual (Aggarwal y Xia, 2014). Actualmente la técnica resulta compleja y el equipo aparatoso y caro para su uso cotidiano por el podólogo clínico o por los equipos de investigación con pocos medios.

x) Otra fórmula interesante es el escáner tridimensional adaptado al uso podológico (Fig. 4.15), sobre el que se apoya el pie y del que se obtiene una imagen de este, en estática, con la morfología de la planta representada en tres dimensiones, entre los que se encuentra el sistema ShapeScan 100/IBV® y otros similares (Ciobanu, Soydan y Hizal, 2012; Sarghie, Costea y Liute, 2013; Ortiz, Requeijo, López, Saleta y Alonso, 2014)



Fig. 4.15. Escáner tridimensional y representación tridimensional del pie. Adaptado de Sarghie (2013).

Las dos opciones anteriores se usan en investigación, aunque la última se viene empleando en los últimos años para la fabricación de ortosis plantares mediante equipos de mecanización por control numérico (Murga y Calvo, 2010). En la medida que se popularicen las impresoras 3D domésticas y se adecúen los materiales de impresión, dichas ortosis se podrán realizar en pequeños laboratorios o en las propias consultas.

4.5. Condicionantes en el uso de las imágenes bidimensionales: distorsiones ópticas.

Para entender las posibilidades reales del análisis videográfico hay que asumir los condicionantes de este método, se aplique o no la captación de video de alta frecuencia de imágenes por segundo –ralentización–.

Se va a trabajar con imágenes y la imagen de un objeto no es, obviamente, el objeto mismo, sino una representación de este, hecho que se olvida con frecuencia debido a la cultura audiovisual imperante. Bajo ciertas condiciones puede representar la realidad de manera útil a nuestras necesidades pero si no se dan, la representación contendrá errores que restarán valor a la observación (Villaín, 1997). Los condicionantes más

importantes son la bidimensionalidad, las distorsiones lineales, las distorsiones de perspectiva y la perpendicularidad, relacionada con el punto de vista (Tabla I).

4.5.1. Distorsiones por falta de perpendicularidad.

Al observador se le presenta en un plano de dos dimensiones -ancho y alto- un conjunto de formas y colores compuestos por múltiples puntos –píxeles- que se ha obtenido mediante la captura, en el interior de una cámara –videgrabadora-, de la luz reflejada por el objeto real que ha atravesado un conjunto de lentes. Falta la información de la profundidad, que ha de ser supuesta por el observador basándose en su experiencia visual. En el objeto real, unas partes están más lejos de la cámara que otras mientras que en el papel o la pantalla, que es bidimensional, toda la imagen se haya a la misma distancia de los ojos del observador, representándose en. Por ello, las distancias reales entre las partes del objeto con frecuencia no se representan con sus dimensiones proporcionales (Fuller, 1996; Thompson, 2002). Esto ocurre especialmente cuando el plano observado no es perpendicular al eje de la cámara (Fig. 4.16).

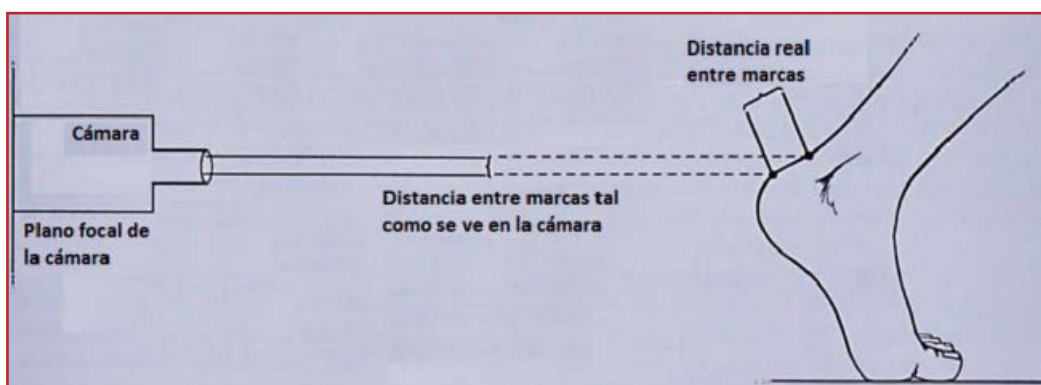


Fig. 4.16. La proyección de los puntos del retropié en la cámara no tiene la misma distancia entre ellos que la real. Es una distorsión que afecta a las distancias y a los ángulos. Adaptado de Fuller (1996).

4.5.2. Distorsiones lineales o de lente.

La captación a través de una lente puede estar sometida a una serie de aberraciones o distorsiones que influirían en las mediciones. Unas afectan al color o a la uniformidad del enfoque y alterarían menos el resultado con fines podológicos. Otras afectan a la forma de la imagen reflejada y tienen más importancia (Fig 4.17). Las que más influyen en este trabajo son (Black y Linfoot, 1957; Langford, 2003):

- Distorsiones en barrilete o biconvexas: provocan cierta curvatura de las líneas rectas; son de tipo centrífugo y desvían los extremos de las líneas rectas hacia afuera. Son más frecuentes cuando se usan focales cortas, tipo gran angular o, más acentuado, ojo de pez. Son las más notables.
- Distorsiones en almohadilla o bicóncavas: de carácter centrípeto; las líneas rectas se desvían hacia adentro. Son más propias de focales largas, cuando

se usa un zum muy potente. Son menos críticas.

- Distorsiones en mostacho: es una mezcla de ambas y son más raras.

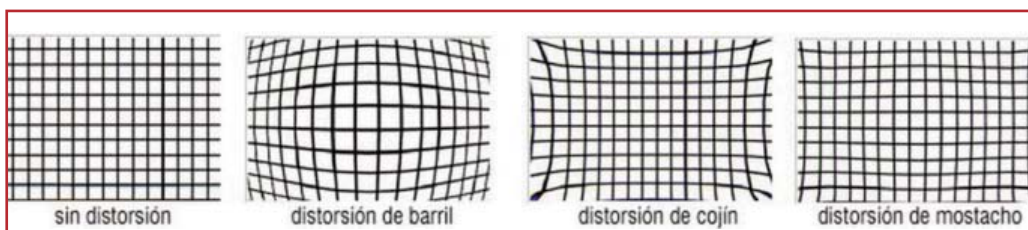


Fig. 4.17. Representación esquemática de las distorsiones lineales. Domínguez (2015).

Cuando se usan las imágenes fotográficas o videográficas es necesario conocer el alcance de estas distorsiones y aplicar métodos reductores o correctores para que tengan valor clínico o científico. Es preferible tomar medidas a priori para que no aparezcan. La elección de los objetivos es importante. Los objetivos anastigmáticos son los diseñados para corregir las distorsiones de la lente.

4.5.3. Distorsiones de perspectiva.

Es el fenómeno sensorial que más afecta a la fidelidad de la imagen en el ámbito de este estudio. Es natural en el ojo humano pues, junto con el efecto estereoscópico, proporciona sentido de la profundidad (Fig. 4.18, 4.19 y 4.29). En la técnica fotográfica se aplica la perspectiva cónica, tanto la cónica central -con un solo punto de fuga- como la cónica oblicua -con dos puntos de vista-. Al igual que en la retina humana, en la representación en perspectiva cónica los objetos más lejanos figuran más pequeños que los más cercanos, hecho que dificulta el análisis cuantitativo de las imágenes (Etayo, 2009).

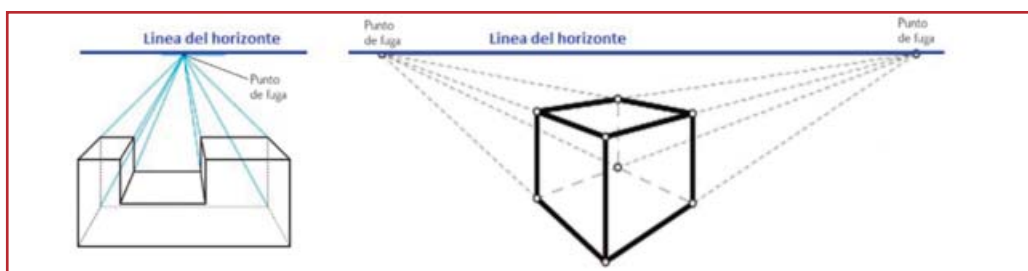


Fig. 4.18. Perspectiva Cónica Frontal y de dos puntos de fuga. Adaptado de Dibuarte.

La perspectiva arquitectónica se ha tenido en cuenta en la Grecia Clásica, paradójicamente para contrarrestar sus efectos visuales. Así, en el Partenón, el grosor de las columnas no es uniforme, ni su disposición es recta ni la distancia entre ellas en la parte superior es la misma (Fig. 4.19). Tampoco la plataforma es totalmente plana (Arévalo, 2011).



Fig. 4.19.- En el Partenón, el equilibrio visual se ha obtenido modificando la geometría. Para que se vea como en la imagen de la izquierda, se construyó como en la de la derecha -efecto aumentado en el esquema- (Arévalo, 2011).

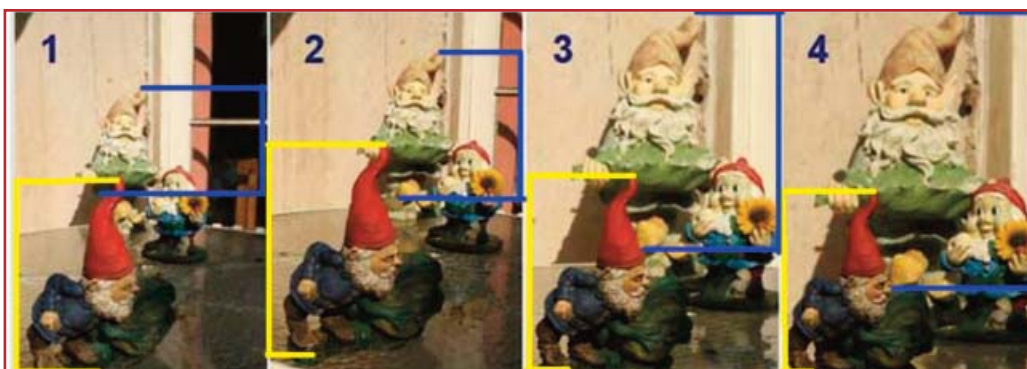
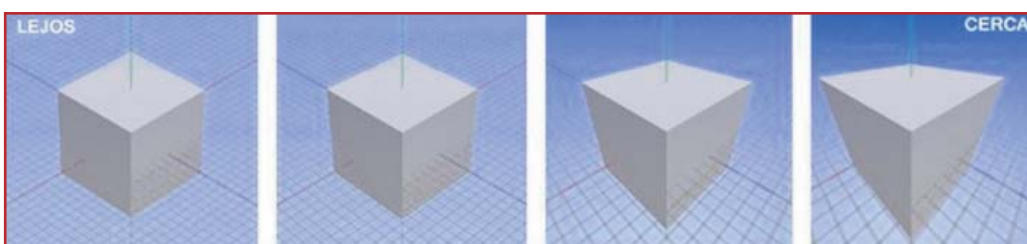
En relación con la perspectiva, la fidelidad de la imagen guarda relación con distintas variables, relacionadas con principios de la Óptica Geométrica aplicables a la fotografía (Millerson, 2001; Langford, 2003). Aunque se analizan más detalladamente en otros apartados, conviene adelantar algunos conceptos, aún a riesgo de resultar reiterativo:

- La distancia focal: es la distancia entre el centro óptico de la lente y el punto donde se concentra la luz para generar la imagen dentro de la cámara, que tradicionalmente era la película fotosensible y actualmente lo constituye un componente electrónico captador de luz. Las distancias focales cortas aumentan el tamaño relativo de los objetos más cercanos respecto de los más lejanos y viceversa.
- Distancia cámara-objeto: influye en el tamaño que ocupa este en el conjunto de la imagen. Los objetos más alejados de la cámara tienen un tamaño relativo más real entre ellos. Tanto la distancia desde el dispositivo óptico -conjunto de lentes- al objeto fotografiado como el uso que se haga de dicho dispositivo para encuadrar más o menos espacio tienen gran influencia en la fidelidad de la imagen porque modifican los efectos de la perspectiva.
- Sensibilidad e iluminación: la sensibilidad del dispositivo de captación de la imagen y la iluminación del objeto grabado es otro factor esencial pues condiciona el uso de teleobjetivos y la grabación a alta frecuencia, ambas,

variables de gran interés en este trabajo. La falta o inadecuación de las mismas dificulta el empleo del teleobjetivo, el cual permitirá minimizar las alteraciones de la perspectiva, como se analizará en otro apartado posterior.

En fotografía los errores de perspectiva producen dos fenómenos:

- a) Cuanto más cerca está el objeto de la cámara más distorsionado se muestra (Fig. 4.20).
- b) Cuando se usa una focal corta (cercano al gran angular), con independencia de las distorsiones lineales, los objetos a distinta distancia parecen más distanciados entre ellos y cuando se usa focal larga (cercano al zum) los objetos a distinta distancia se ven próximos entre ellos (Fig.21).



Las distorsiones provocadas por la perspectiva han sido consideradas por los expertos en fotografía y por los programadores informáticos de herramientas de procesamiento de imágenes, dando soluciones de posproducción cuya aplicación

merece un estudio diferente (Littlefield, 2006; Lujik, 2010). Nuestro estudio aborda la cuestión tratando de evitar de entrada esas distorsiones –cuidando la forma de grabar- para asegurar la fiabilidad de las imágenes.

4.5.4. Punto de vista.

La imagen se ha obtenido desde un punto de vista concreto y no desde los otros posibles. Muestra las superficies que están frente al observador, y solo permite vislumbrar los laterales en algunos casos, ocultando lo que está detrás. El punto de vista es esencial en el lenguaje audiovisual (Mascelli, 1998).

En biomecánica interesa mirar de forma perpendicular a los planos de referencia del espacio, el frontal, el sagital y el transverso, fundamentalmente a los dos primeros. La perpendicularidad de la cámara al objeto fotografiado es una condición básica para obtener una imagen ortogonal. Cuando no se puede conservar la perpendicularidad los datos obtenidos no son fiables, por lo que habrá que corregirlos. Su aplicación al estudio biomecánico se desarrollará ampliamente en apartados posteriores.

Estos fenómenos condicionan pero no invalidan el estudio cinemático en dos dimensiones. Se han realizado pruebas comparativas entre sistemas bidimensionales (2-D) y y tridimensionales (3-D) con diferentes resultados. Entre estos, destaca el trabajo de Clark y Murphy (2014) que comparan un sistema de análisis del movimiento basado en video 2-D (VOHM®) y el VICON 3D Goldstandar®. Encuentran bastante concordancia para determinados parámetros analizados en el plano sagital. Igualmente ocurre con Soda et al (Soda, Carta, Formica y Guglielmelli, 2009), que diseñan un sistema de análisis bidimensional para el plano sagital doblemente validado por Ugblue et al (Ugblue UC, Papi E, Kiliarntas KT, Kerr A, Earl L, Pomeroy VM, Rowe PJ, 2013), que hace un análisis comparativo con un sistema 3-D. Este caso será comentado en un capítulo posterior.

Tabla I. Condicionantes en el uso de las imágenes bidimensionales: distorsiones ópticas.

Falta de perpendicularidad	Falta información de profundidad. Representación inexacta
Distorsiones lineales o de lente	Biconvexas (en focal corta), Bicóncavas (focal larga), de Mochacho (raras). Se contrarrestan con objetivos astigmáticos
Distorsiones de perspectiva	<u>Objeto más próximo= Focal más corta</u> - Más distorsión. - Mayor distancia aparente entre objetos a distancias diferentes
	<u>Objeto más lejano= Focal más larga (tele)</u> - Menos distorsión. - Menor distancia aparente entre objetos a distancias diferentes
Punto de vista	Se ve una o dos caras, quedan ocultas las restantes. Perpendicularidad.

4.6. Parámetros videográficos y fotográficos de interés en el análisis cinemático en Podología.

La fotografía, cimiento de la videografía, se basa en la cámara oscura por el que la luz reflejada en los objetos, al incidir sobre una pequeña apertura de un recinto cerrado, se proyecta en la superficie opuesta a esta de manera invertida. El agujero funciona como lente convergente. Se conoce como cámara estenopéica, que carece de lentes. Aristóteles lo describe y Leonardo Da Vinci lo aplica al dibujo (Giannetti, 1997). Los ojos humanos funcionan como dos cámaras oscuras perfectas, si bien el cristalino constituye una lente.

Con el desarrollo de sustancias fotosensibles y avance de la Óptica, se diseña la cámara fotográfica propiamente dicha. La aparición de diversos inventos, entre los que destaca la película continua, facilitan la creación de la cámara de cine, que capta y proyecta imágenes en movimiento (Königsberg, 2004).

A partir de los años treinta, el desarrollo de la electrónica permite capturar la imagen en soportes magnéticos, con lo que la imagen puede obtenerse y visionarse inmediatamente. Empieza la era de la televisión y de la videgrabación. En principio se capturaba la señal en forma de ondas electromagnéticas –denominado hoy “sistema analógico”- mas a partir de los años 90 del siglo pasado se hace en código binario - formatos digitales-. No obstante, salvo la forma de sensibilizar la “pared posterior” de la cámara -la superficie captadora- y de recoger y almacenar la información, los principios físicos que atañen al comportamiento de la luz son iguales tanto en una cámara primitiva como el más moderno de los videograbadores (Mcgrath, 2001; Magny, 2005; Lustica, 2011). Aunque esos principios son suficientemente conocidos y algunos se han comentado ya, conviene retomar ciertos conceptos básicos de fotografía con aplicación directa en este estudio.

Todo lo concerniente a la cámara fotográfica y a los sistemas ópticos empleados en ella es aplicable a la grabación de la imagen en movimiento. Los sistemas de grabación del movimiento captan un número de imágenes fijas por segundo que, al proyectarlas, generan en el cerebro la ilusión de que es un movimiento continuo, más o menos fluido.

La posibilidad de que el ser humano tenga sensación de movimiento a partir de imágenes fijas se ha atribuido al fenómeno de la persistencia retiniana, por el cual la impresión de la retina persistiría breves instantes tras su exposición, produciendo imágenes remanentes por saturación de las células fotosensibles: conos y bastones. No obstante, recientes investigaciones relacionan la formación de la imagen en movimiento con procesos cerebrales vinculados con la función retiniana, pero independientes de esta. Intervienen los núcleos geniculados laterales y el cortex visual localizado en la zona occipital del cerebro (Martín y Riambaü, 2008).

Técnicamente, lo que se precisa es la visión por parte del individuo de un número mínimo de imágenes fijas por segundo: a partir de 10 se obtiene sensación de movimiento (Ribes, 2011).

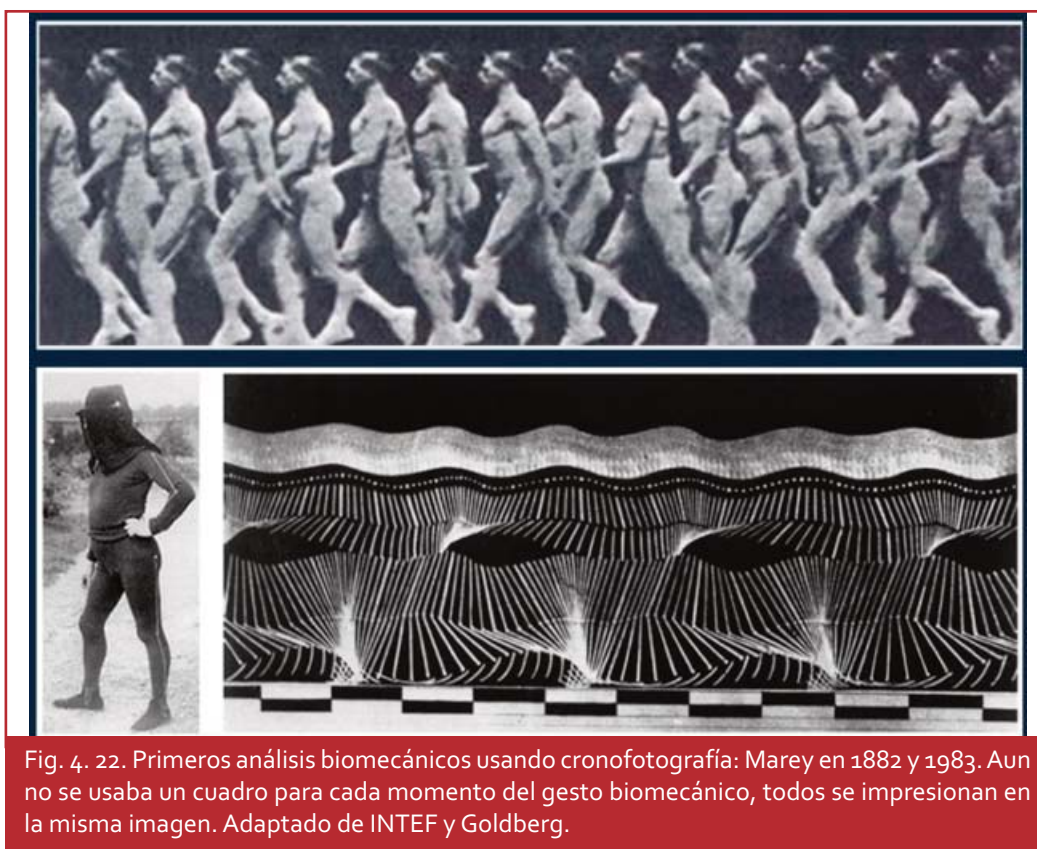


Fig. 4. 22. Primeros análisis biomecánicos usando cronofotografía: Marey en 1882 y 1983. Aun no se usaba un cuadro para cada momento del gesto biomecánico, todos se impresionan en la misma imagen. Adaptado de INTEF y Goldberg.

En los albores de la imagen en movimiento aparece la cronofotografía con una finalidad esencialmente científica, donde en una misma imagen se recogen los distintos gestos dinámicos (Fig. 4. 22), pero será cuando se impresione una imagen para cada gesto cuando se obtenga sensación real de movimiento fluido (Fig. 4.23).



Fig. 4.23. Fotogramas de un videograma de un jinete cabalgando (Wikimedia).

Para la obtención de grabaciones videográficas útiles para el diagnóstico clínico en Podología se han de tener en cuenta, además de lo descrito en apartados anteriores, los siguientes parámetros (Tabla II):

4.6.1. Número de Fotogramas por segundo.

Cuantas más imágenes por segundo se obtengan en una grabación, más fluido será el movimiento. Para conseguir una información precisa, interesa capturar la mayor cantidad posible de imágenes por segundo con calidad aceptable y proyectarlas al ritmo que interese para su mejor observación, o congelarlas para analizar momentos clave. La

descripción detallada de estos aspectos forma parte sustancial del presente trabajo (Payton y Bartlett, 2008; Bermejo, Palao y López-Elvira, 2012a). Con frecuencia, la expresión “fotogramas por segundo” –fps- se sustituye por Herzios –Hz-, medida internacional de frecuencia, y que equivale al número de ciclos o sucesos por segundo de tiempo. Diversos equipos graban entre 200 y 300 fps a calidad aceptable, lo que supone multiplicar entre 8 y 12 veces la velocidad normal en el sistema PAL -25 fps-.

4.6.2. Encuadre.

Constituye la selección del espacio a capturar. Implica que una parte de la realidad es seleccionada y otra no y constituye una manipulación de la realidad. En el ámbito de este trabajo, supone decidir qué parte de la acción nos interesa analizar: a más amplitud, menos detalle. Entran en juego los formatos de encuadre que determinan la proporción entre la altura y la anchura de la imagen a capturar y que guardan relación con el tamaño y forma de la superficie captora de la imagen. En fotografía fija, los formatos son diversos pero en videografía los más frecuentes son el tradicional de 4:3 y el más reciente, denominado panorámico, de 16:9. El primero significa que la altura es de $\frac{3}{4}$ partes de la anchura y el segundo que la altura es de $\frac{9}{16}$ partes de la anchura (fig. 4.24). En fotografía fija cabe el recurso de colocar la cámara en vertical, con lo que la altura pasa a constituir la anchura y viceversa, pero esto no es práctico en el cine ni en la videografía (Perea, Castello y Muárriz, 2007).

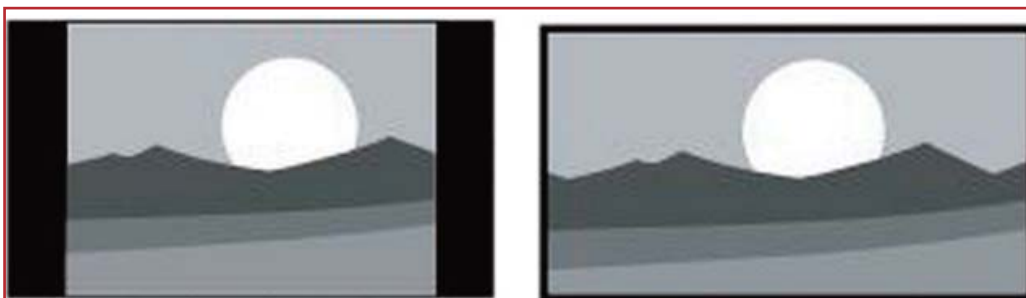


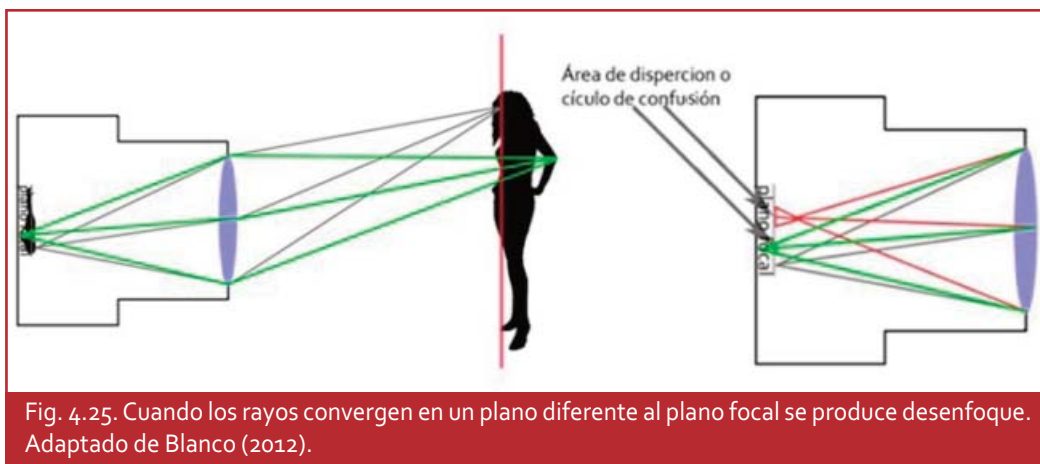
Fig. 4.24. Formatos de 4:3 (tradicional) y 16:9 o panorámico (actual). Adaptado de Philips®. FAQ.

En los estudios frontales, interesaría usar el encuadre más vertical, o sea el de 4:3, ya que los detalles más importantes se sitúan en este sentido, y en el de los laterales, el más horizontal -de 16:9- ya que se visualiza mejor el antepié, el mediopíe y el retropíe. Sin embargo, casi todos los equipos de consumo actuales funcional habitualmente en panorámico (Barco, Rivera y Casanova, 2012).

El encuadre guarda relación con la distancia a la que habrá que colocar la cámara. A mayor área encuadrada, mayor distancia de la cámara.

4.6.3. Enfoque.

Es la acción de configurar las lentes para que se vean con nitidez los objetos que se desean, en vez de los más lejanos o los más cercanos (Fig.4.25). Puede que se quisiera enfocar todo por igual, pero no suele ser posible para nuestros fines. El enfoque se relaciona con la profundidad de campo, que es la distancia que hay entre el objeto más cercano que resulta enfocado y el último que también lo está. Un recurso es enfocar selectivamente el elemento que se quiere destacar y se mantiene desenfocado el fondo, lo que se denomina enfoque selectivo (Luck, 2009).



4.6.4. Profundidad de campo.

La facilidad del enfoque viene dada en parte por la profundidad de campo, que a la vez viene determinada por tres parámetros:

- 1) Distancia entre el objeto enfocado y la lente. A mayor distancia menos profundidad de campo y por tanto más dificultad de enfocar.
- 2) Apertura de diafragma. A mayor apertura –menor f- menos profundidad y más dificultad para enfocar.
- 3) Por el tamaño de la superficie captadora. Cuanto más grande, menor profundidad y más dificultad para enfocar.

En Podología tiene importancia crítica esta cuestión ya que es muy importante conseguir gran nitidez en los elementos a analizar para identificar con precisión las referencias a medir. A veces, también interesa tener a la vez “dentro de foco” el fondo sobre el que se desarrolla la acción, pues puede contener referencias fijas sobre las que comparar el movimiento. Tanto el encuadre como el enfoque se deben hacer con precisión antes de iniciar la grabación (Payton et al, 2008; Soto-Medina, Guerrerosantos y de la Torre-Guerrerosantos, 2014).

4.6.5. Distancia focal.

Cómo ya adelantamos, es la distancia en milímetros que hay entre el centro óptico del objetivo y la superficie fotosensible, ya sea película o placa electrónica tipo CCD – Charge Coupled Device- o CMOS –Complementary Metal Oxide Semiconductor-. Es relativa al tamaño de esa superficie captora. Por ejemplo 30 mm de distancia focal es diferente si la superficie es de 1/3 de pulgada o de 1/5 de pulgada. Con carácter general, la distancia focal normal, que se supone que es equivalente al ángulo de visión humano, equivale a la longitud de la diagonal de la superficie captadora (Fig. 4.26). Por lo tanto, las distancias focales son relativas al tamaño de las películas o sensores. Un objetivo de distancia focal variable es el tipo zoom -en español zum- que permite modificar la distancia a voluntad, de manera gradual. Esto permite ampliar o reducir el encuadre, lo que produce el efecto de acercar o alejar la imagen a la cámara. Hay que recordar que a mayor distancia focal, menos profundidad de campo, es decir, que la distancia que se mantiene enfocada es más reducida. También se necesita una iluminación más intensa del objeto fotografiado. Estos valores se expresan normalmente con un número acompañado de una "x", lo que indica el número de aumentos a partir de la imagen más cercana. Así x3 indica un aumento de tres veces sobre la distancia focal estándar para conocer el grado de aumentos máximo de un zum se divide la focal más larga por lo más corta. Así, en un objetivo de 14mm-42mm, será de 3x."

Una forma habitual entre profesionales es referirse al "ángulo de apertura" del objetivo de la cámara, de modo que ángulos muy abiertos son los gran angulars y ángulos muy cerrados equivalen a los teleobjetivos. A título de ejemplo, las cámaras de uso deportivo que el deportista porta encima para grabar su acción suele estar en torno a 130° (gran angular) mientras que la angulación que normalmente se considera parecida a la humana es de 95°. En la posición tele afectan más las vibraciones sobre la cámara (Langford, 2001). En el análisis biomecánico del paso interesará usar distancias focales largas -ángulos cerrados, teleobjetivo- con dos fines:

- 1) Para alejar la cámara del explorado a la vez que se graba solo la parte que interesa, con lo que se deja espacio para desarrollar el paso (Soto-Medina et al, 2014). Cuando la distancia es relativamente grande, el sujeto se puede "aproximar" a la cámara (Bush, 2012).
- 2) Para que, mediante las distancias focales largas, disminuyan los efectos de la perspectiva, haciendo que el fondo y el objeto estudiado mantengan entre si tamaños relativos equivalentes a los reales y que la imagen de sus formas sea más fidedigna. Otros clínicos e investigadores ha sugerido la conveniencia de este detalle en sus especialidades (Vallejo, 2011).

El tamaño de la superficie captora influyen en la distancia focal. Para el uso de nuestro trabajo interesa que el tamaño del CMOS –superficie sensible electrónica- sea lo más reducido que permita una calidad de imagen aceptable, de manera que se obtenga buena definición y facilite a la vez el enfoque (Barco et al, 2012).

4.6.6. Apertura de diafragma.

El diafragma es un dispositivo que puede abrirse o cerrarse a voluntad, pasando de muy cerrado a muy abierto; funciona como una tubería cuyo diámetro se regula a voluntad. Cuanto más bajo sea el punto f , o sea, más se abra el diafragma y más luz entre, más luminoso será, por lo que necesitará menos luz ambiente o la velocidad de obturación podrá ser mayor. Por el contrario, la profundidad de campo disminuye proporcionalmente a la mayor apertura del diafragma, de manera que el área de enfoque será más reducida (Fig. 4.26). Por eso, en el análisis biomecánico objeto de este estudio interesará una iluminación potente que permita una apertura de diafragma reducida, es decir un número f lo más alto posible, que proporcionará una profundidad de campo mayor (Soto-Medina et al, 2014).

4.6.7. Velocidad de obturación.

El obturador es un dispositivo que, a modo de puerta, se abre y se cierra un instante para que pase la luz. A diferencia del diafragma, la luz –tamaño- del paso es constante, lo que se regula es el tiempo de apertura. Ese tiempo es lo que se denomina velocidad de obturación. Cuando la luz es escasa, bien porque lo es en el ambiente o porque el diafragma está muy cerrado, la solución para impresionar la placa sensible es que esa poca luz pase durante más tiempo, obligando a emplear velocidades de obturación lentas. En ese caso, hay riesgo de que la imagen salga borrosa por movida, si el objeto a grabar está en movimiento. Si la velocidad de obturación es muy rápida, la imagen quedará siempre “congelada”, pero si no hay luz suficiente para impresionar la capa sensible en tan poco tiempo, saldrá oscurecida o subexpuesta. En vídeo, la velocidad mínima normal suele ser la del doble del número de fotogramas por segundo. En el uso podológico objeto de este trabajo, interesan velocidades de obturación altas, para que la imagen no pueda salir movida. Se necesita pues una iluminación exterior potente (Bermejo et al, 2012a).

4.5.8. Distancia entre la cámara y los objetos.

Ya indicamos que la distancia entre los objetos y la cámara influye en la profundidad de campo. Cuanto más alejado esté el objeto, mayor es la profundidad de campo, por lo tanto, habrá menos problemas de enfoque. Cómo la distancia está determinada por otras razones, para el uso en este trabajo interesa que haya cierta distancia para permitir desenvolverse al explorado, por lo que la profundidad de campo aumentaría según esta regla (Fig. 4.26). Sin embargo, como hay que aproximar la imagen ópticamente, mediante zoom en posición tele, para ver los detalles de la exploración, la profundidad de campo se reduce, lo que hace más difícil el enfoque (Castillo, 2012).

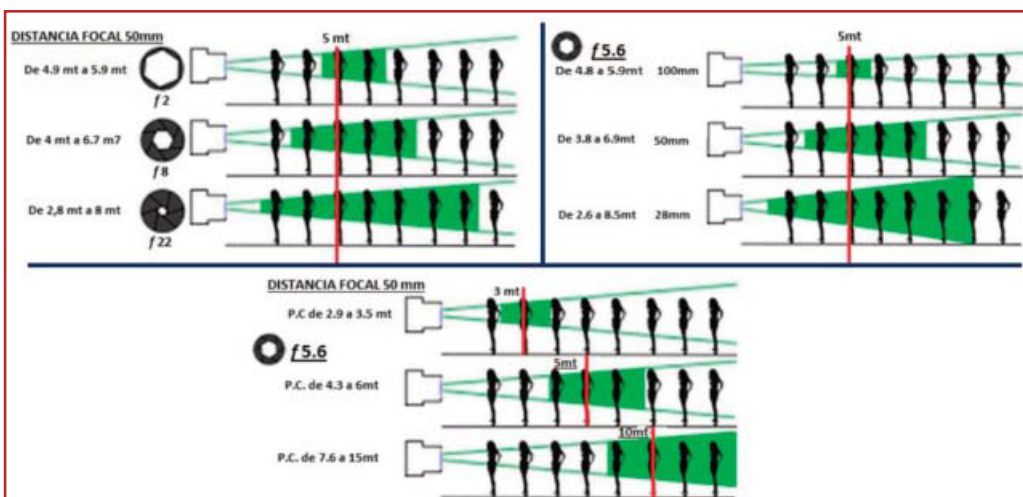


Fig. 4.26. Relación de la profundidad de campo con la apertura de diafragma, con la distancia focal y con la distancia de la cámara al objeto fotografiado. Adaptado de Blanco (2012).

Tabla II. Parámetros videográficos y fotográficos de interés en el análisis cinemático en Podología.

Número Fotogramas por segundo	Necesarios para determinar gestos y tiempos con calidad. Entre 200-300 fps (Hz).		
Encuadre	A más amplitud, menos detalle y más distancia de la cámara.		
Enfoque	Proporciona nitidez y detalle.		
Profundidad de campo	<u>Distancia entre objeto enfocado y lente.</u> A mayor distancia menos profundidad, debido a la posición tele.	<u>Apertura de diafragma</u> A mayor apertura – menor f - menos profundidad. Se compensa con menor apertura y más iluminación.	<u>Tamaño de superficie captadora.</u> Cuanto más grande, menos profundidad.
Distancia focal	- Distancia entre centro de lente y superficie captora (CCD/CMOS) La distancia es relativa al tamaños de la superficie captora Objetivo de distancia variable (zum). - A más distancia focal, menos afectan las distorsiones de la perspectiva (fidelidad de los objetos). - A más distancia focal menos profundidad de campo (dificultad de enfoque) y más necesidad de luz ambiente o menor velocidad de obturación.		
Apertura de diafragma	Más abierto disminuye la profundidad de campo (dificultad de enfoque) pero necesita menos luz ambiente o permite más velocidad de obturación (imágenes no movidas) y viceversa.		
Velocidad de obturación	Tiempo que permanece abierto el obturador durante la exposición de cada fotograma. - Más rápida necesita más luz pero impide que las imágenes salgan movidas. A más fotogramas por segundo, más velocidad de obturación es necesaria.		

Tabla II. Parámetros videográficos y fotográficos de interés en el análisis cinemático en Podología (continuación).

Tamaño superficie captora	A mayor superficie captora, mayor calidad de imagen pero menor profundidad de campo.
Distancia entre cámara y objetos	A mayor distancia menor distorsión y mayor profundidad de campo, pero menos detalle. Es necesario usar focales largas (tele) para acercar la imagen.

4.7. Claves para el uso eficiente de las imágenes bidimensionales en Podología.

Además de los condicionantes de las imágenes bidimensionales destinadas al análisis clínico y de los parámetros contemplados en el capítulo anterior, hay que tener en cuenta los siguientes aspectos al usar la videografía en el análisis cinemático:

4.7.1. Número de cámaras.

Lo habitual en el ámbito clínico es usar una sola cámara. Más unidades hace más complejo el estudio y puede que se necesiten más colaboradores, si bien aumentan las posibilidades de obtener información (Díaz, Torres, Ramírez, García y Álvarez, 2006). En algunos casos, como es el análisis del retropié en el plano frontal con ángulos de marcha aumentados, se necesitan, en principio, al menos dos cámaras, cuestión esencial en este trabajo, como se detallará en un capítulo posterior.

El número de cámaras depende de los puntos de vista que se pretendan analizar simultáneamente. Con una cámara se estudiará el plano frontal posterior – preferentemente- o el anterior, y/o, independientemente, el plano sagital. Con dos cámaras, el plano frontal posterior -o anterior- y el sagital. Con tres cámaras, el plano frontal posterior, el sagital y el plano frontal anterior. El plano transversal se puede analizar cinéticamente con una plataforma de presiones (Holden, Colin, Wang, Doherty y Delahunt, 2014). En caso de movimientos rotacionales del pie durante la fase de apoyo del paso, estos deben ser cuantificados con una cámara superior o cenital.

Existe la posibilidad, pendiente de explorar, de captar varios puntos de vista con una sola cámara mediante un juego de espejo, técnica que se ha llevado a cabo con otros fines de investigación (George y Thomson, 2010).

4.7.2. Planos del espacio en estudio.

Esta cuestión tiene relación con el punto de vista, o lo que es lo mismo, el sitio de colocación de la cámara, que debe situarse a la altura del elemento o acción a analizar. En el ámbito clínico conviene realizar preferentemente estudios en un solo plano del espacio cada vez. El más importante es el frontal, seguido del sagital. El transversal también interesa, pero es más difícil de analizar. Aunque se estudia un solo plano, en

todo momento se ha de tener en cuenta que el movimiento se da con frecuencia en los tres planos del espacio (De Wit, De Clercq y Aerts, 2000). Conviene prever el punto intermedio del movimiento a estudiar y colocar la cámara a su altura (Brewin y Kerwin, 2003; Langford, 2003). La excepción a esta regla es cuando se pierda la visión de partes importantes del suceso. Se podría bajar la cámara del centro, a la vez que se contrapica –se inclina hacia arriba- levemente, para mejorar el encuadre o viceversa. Si esta posición se acentúa demasiado aumenta el efecto indeseado pérdida de la perpendicularidad (De Wit et al, 2000).

4.7.3. Sectorización del estudio.

Este punto tiene relación con el encuadre. En Podología Clínica, el análisis del pie y del tercio distal de la pierna suelen ser suficientes. Si se amplía la zona a analizar, por ejemplo, el miembro inferior, se pierden detalles del pie y por otro lado hay más posibilidad de que se produzcan distorsiones geométricas debido al mayor efecto de la perspectiva y a la posibilidad de perder la perpendicularidad. No obstante, es posible ampliar el campo de estudio si se quiere extender al conjunto del miembro inferior o al aparato locomotor entero (Bermejo, Palao y López-Elvira JL, 2014).

4.7.4. Movimientos de cámara.

A priori, es preferible hacer estudios donde la cámara y el objeto -el pie- estén en posiciones fijas en el suelo. En el estudio biomecánico del pie, el principal interés se centra en la fase de apoyo de la marcha (Charles et al. 1996). En ese tiempo el pie no se desplaza, por lo tanto éste como la cámara pueden estar en puntos fijos del espacio: el pie en el suelo y la cámara en su soporte. Esta fórmula responde a la naturaleza del paso, en la que el pie no avanza uniformemente como una rueda sino que su progreso constituye una serie de desplazamientos discontinuos, con tiempos de movimiento y tiempos de detención en el suelo (Perry y David, 1992). Además, la posición fija de la cámara y del pie permite controlar la distancia focal, la profundidad de campo, el enfoque y demás parámetros fotográficos y videográficos.

4.8. Estudio comparativo de los equipos convencionales con los de alta frecuencia.

Las videograbadoras convencionales se han aplicado al análisis de la marcha en laboratorios de investigación y en algunas clínicas podológicas con fines diagnósticos. Aún con las limitaciones derivadas de la baja frecuencia de grabación, su información es útil para los fines pretendidos. Para entender la trascendencia de la aplicación de la nueva tecnología propuesta interesa hacer un análisis comparativo del sistema convencional en relación al de alta frecuencia.

Las cámaras de vídeo domésticas y profesionales graban normalmente a 25 Hz en Europa -sistema PAL- y a 30 Hz en EEUU -sistema NTCS-. Como se ha mencionado (Harwing, 1993; Monje, 2014). Existen cámaras de vídeo que graban a velocidades mayores –pueden sobrepasar un 1.000.000 de fotogramas por segundo a baja calidad- que son empleadas en investigación, industria, deporte, producción cinematográfica, etc. (Fig.

4.27), pero tienen un alto coste en relación con sus prestaciones, ya que son equipos de producción muy limitada (Ávila, 2014).

Formato imagen/Fps	NAC Memrecam HX-3 / HX-1	NAC Memrecam HX5	NAC Memrecam HX6
5 Mega Pixel	2,000	1,370	1,000
4 Mega Pixel	2,400	1,650	1,200
1920 x 1080 (Full HD)	4,670	3,210	2,330
1280 x 960	7,690	5,290	3,840
1 Mega Pixel	9,220	6,340	4,610
1280 x 720 (720p HD)	10,230	7,030	5,110
XGA (1024 x 768)	11,780	8,100	5,890
768 x 576	20,230	13,910	10,110
VGA (640 x 480)	28,310	19,460	14,150
512 x 512	32,410	22,280	16,200
512 x 384	43,000	29,560	21,500
320 x 320	74,340	51,110	37,170
320 x 240	105,800	72,740	52,900
320 x 192	130,700	89,860	65,350
320 x 96	246,880	169,730	123,440
320 x 48	444,400	305,520	222,200
320 x 24	740,660	509,200	370,330

Fig. 4.27. Relación del formato de la imagen –definición- con la velocidad de grabación (fotogramas por segundo) de las cámaras de usos especiales fabricadas por NAC Image Technology® (Japón) (NAC Image Technology (2013).

La duración media del paso humano estándar completo es de aproximadamente un segundo. De este tiempo, 620 milisegundos ocupan la fase de apoyo y 380 la fase aérea (Michaud, 2011). Interesa más la fase de apoyo, que es cuando se producen las grandes solicitudes mecánicas en el pie, por lo que se va a analizar con mayor profundidad esta parte, que consta de los siguientes periodos (Root, Orien y Weed 1977; Whittle, 2014):

- 1) Periodo de contacto: dura en torno a 180 milisegundos; ocupa desde el choque da talón hasta la carga total del antepié.
- 2) Periodo de apoyo medio: dura unos 240 milisegundos; abarca desde el final de la carga del antepié hasta el inicio del despegue del talón.
- 3) Periodo propulsivo: que dura unos 200 milisegundos; transcurre desde el inicio del despegue del talón hasta el despegue final de los dedos.

Si se realiza una grabación en el sistema europeo –PAL- se obtienen 25 imágenes para el paso completo, de las que aproximadamente 15 fotogramas son para la fase de apoyo y 10 para la fase aérea. Ello otorga los siguientes fotogramas a cada periodo:

- 4 ó 5 imágenes para el periodo de contacto.

- 6 para el periodo de apoyo medio.

- 5 para el periodo propulsivo.

Con esa frecuencia, cada imagen representa 40 milisegundos.

Cómo se adelantó con anterioridad, han aparecido en el mercado cámaras fotográficas digitales domésticas de gran potencialidad en el análisis del movimiento humano. En este estudio se usó la Casio® EXF1, que puede grabar vídeo a 300, 600 y 1200 fotogramas por segundo. Las dos últimas opciones obtienen este rendimiento restando resolución a la imagen pero la opción de vídeo a 300 Hz proporciona una frecuencia suficiente para el uso podológico a una resolución adecuada –VGA- con 512 por 384 pixeles grabados por fotograma. El resultado neto, en cuanto a número de fotogramas por segundo, es equivalente a multiplicar por 12 la información obtenida con los sistemas anteriores. Si con el vídeo convencional, para todo el paso se disponían de 25 fotogramas, con éste sistema se obtienen 300 (Tabla III), los cuales se reparten de la siguiente forma.

- 54 para el periodo de contacto (4 ó 5 en el convencional).

- 73 para el periodo de apoyo medio (6 en el convencional).

- 61 imágenes para el periodo propulsivo (5 en el formato convencional).

- 120 cuadros para la fase aérea (10 con el video corriente).

Cada uno de los fotogramas obtenidos a la frecuencia de 300 fps representa 3.33 milisegundos, frente a los 40 milisegundos del sistema convencional (Casio, 2008 (2); Zettl, 1998).

El uso de videografía a alta frecuencia proporciona dos grandes ventajas:

- 1) Permite estimar con gran exactitud el momento en el que ocurre un suceso y su duración: intervalos de 3.3 milisegundos en el caso de la Casio® EX.F1, frente a los 40 milisegundos que abarca un fotograma convencional.

- 2) Posibilita el estudio de la posición de los segmentos del pie en los momentos clave de la marcha con gran precisión temporal y espacial, mediante la congelación de la imagen en el instante requerido. Este estudio incluye la medición de posiciones y ángulos, o sea, datos cuantitativos.

La consecuencia más importante de estas ventajas es que se pueden realizar a nivel clínico e investigador estudios rigurosos donde se observe y se cuantifiquen los sucesos que ocurren en el pie. Es la posibilidad de proporcionar datos cinemáticos concretos, mensurables, lo que le otorga un especial interés al método.

Tabla III. Comparativa entre el sistema PAL y la videografía a alta velocidad: 250 fps y 300 fps.

	Paso completo	Fase de apoyo	Periodo de contacto	Periodo de apoyo medio	Periodo propulsivo	Equivalencia de fotograma en milisegundos
Milisegundos	1000	620	180	240	200	
PAL	25*	15 ó 16*	4-5*	6*	5*	40 ms
250 fps	250*	155*	40-45*	60*	50*	4 ms
300 fps	300*	186*	48-60*	73*	61*	3.33 ms
*Fotogramas registrados en la fase o periodo del paso indicado *						

La Casio® EX-F1 no fue la primera cámara ni es la única que graba a alta velocidad que puede ser usada en análisis bidimensional, pero sí ha sido la primera de consumo, económica. Disponía de una óptica adecuada para los fines de esta investigación. El modelo está actualmente descatalogado pero se distribuyen otras con características análogas, como la videgrabadora GC-PX100BEU (JVC®), también de consumo, con una capacidad de grabación de hasta 500 fotogramas por segundo, diseñada para análisis biomecánico del gesto deportivo (Fig. 4.28). A 250 fps ofrece una resolución de 640x360, una calidad aceptable para los fines pretendidos (JVC). Ciertos teléfonos móviles tiene funciones de cámara lenta, como el Iphone 6 de Apple®, que puede grabar a 240 Hz con una calidad aceptable, si bien la lente, de ángulo muy abierto, no es adecuada para nuestra investigación.



Fig. 4.28.- Dos de las cámaras que graban a alta velocidad: Casio® EXF1 y JVC® GC-PX100BEU. Esta función se ha incorporado a otros equipos. Adaptado de (Casio 81) y (JVC).

4.9. Conceptos básicos del análisis tridimensional.

Dadas las limitaciones del análisis bidimensional en aquellas situaciones donde se estudian movimientos triplanares y se pretende una alta fiabilidad en los resultados, normalmente por estar orientados a la investigación (Fig.4.29), pronto se empezaron a desarrollar sistemas de análisis tridimensional, algunos de los cuales se han apuntado ya en este trabajo.

La idea básica es registrar el movimiento, usando marcadores fijados sobre el segmento estudiado, desde distintas posiciones y, por triangulación, representarlo gráficamente en los tres planos del espacio. Esto requiere un sistema integrado de marcadores, cámaras, equipo informático y programas (Davis, Ounpuu, Tyburski y Gage, 1991).

Los marcadores suelen ser bolas brillantes que al ser iluminadas reflejan un rayo de luz claro y preciso. Ese reflejo es el que es grabado por la cámara e interpretado por el sistema como un punto de referencia. Otras veces, los propios marcadores emiten luz. Estos se colocan de manera que definan un modelo de segmentos sólidos, considerando cada segmento el formado por dos conjuntos de marcadores que delimitan un elemento anatómico, por ejemplo, el pie, la pierna, el muslo, el tronco, etc. (Braidot, Cian, Gallardo y Spinetto, 2001).

El sistema más elemental requiere al menos dos cámaras, habitualmente colocadas a 90° una de otra y perpendiculares a uno de los planos del espacio, generalmente al frontal y al sagital. Para calibrar el equipo antes del análisis se requiere un elemento de referencia que en los casos más simples es un cubo con marcas reflectantes igual a los que se colocan en el cuerpo, en cada uno de sus vértices (Griffiths, 2006).

Una vez calibrado el equipo y grabado el gesto, el sistema determina la posición en el espacio de las marcas mediante la aplicación de algoritmos matemáticos basados en trigonometría, tras lo cual se genera el modelo, visualizándose en el interfaz del sistema. Un problema clásico de estos sistemas era la falta de fiabilidad provocada por los movimientos de las marcas sobre la piel.

En principio los modelos eran simples pero a medida que la técnica y la teoría aplicada se han ido desarrollando, se hicieron más complejos, al igual que los sistemas. Hoy es frecuente el uso de 8 cámaras y se pueden estudiar con bastante precisión el pie, por ejemplo. Se suelen emplear cámaras infrarrojas.



Fig. 4.29. Laboratorio de análisis tridimensional de la Strathclyde Glasgow University. Dos formas de marcar: miembro inferior y pie con zapatilla trepanada. Adaptado de Strathclyde Glasgow University (Yoon , Oh y An. 2014; Ferber y Benson , 2011).

El análisis cinemático puede hacerse estudiando las fuerzas de reacción del suelo deducidas de los movimientos analizados en relación con los centros de masas de cada segmento. A este sistema se le denomina análisis inverso o dinámica inversa. Inicialmente presentó problemas de inexactitud, constatados al contrastar los resultados con los obtenidos directamente en la plataforma de fuerzas. Se debía a errores de los modelos, ya que se entendían como sólidos cuando el aparato musculo-esquelético es realmente una combinación de elementos de variada viscoelasticidad (Camago-Junior, Ackermann, Loss y Sacco, 2013). Progresivamente, el sistema ha ido ganando precisión.

Uno de las cuestiones más complejas de abordar por el profano es la elaboración y manejo de los algoritmos en los que se basa el procesamiento de los datos, que requieren un enfoque desde la Ingeniería Informática (Zéa y Andrés, 2014). Otro de los problemas es la complejidad del experimento al necesitar colocar diferentes marcadores de manera muy precisa, que tienden a desplazarse sobre la piel. También es un inconveniente el alto costo de los equipos, así como el tiempo que se necesita para cada estudio y la complejidad del mismo. Ello hace que este sistema sea de difícil acceso no ya solo para el clínico sino también para el investigador que no esté introducido en estos medios.

4.10. Contexto biomecánico del estudio: el paso.

En la biomecánica del pie, los fenómenos que más interesan son los que acontecen cuando el pie está en contacto con el suelo mientras camina. Hay que insistir en que, para el individuo ordinario, la principal actividad del pie es sostenerlo en bipedestación o mientras camina (Charles et al, 1996). Otra cuestión son los gestos especiales en determinadas actividades laborales o deportivas, entre las que se incluye la carrera en sus diferentes modalidades.

En estática, el peso es soportado por los dos pies y el cuerpo no está sometido, en condiciones normales, a ninguna inercia, por lo que dicho peso corresponde a lo que el individuo pesa en la báscula. En la marcha, el peso está soportado por uno o dos pies, cada pie puede estar apoyando solo en parte o en su totalidad y se producen momentos de inercia en todos los planos del espacio, los más significativos el de frenada cuando contacta el talón y el de impulso, antes del despegue de antepié (Perry et al, 1992). Así pues, las mayores solicitudes mecánicas, el mayor estrés y, por lo tanto, los tiempos en que se van a propiciar las distintas patologías adquiridas como consecuencia de un mal

funcionamiento biomecánico tendrán relación con la fase de apoyo del paso (Wearing, Urry, Perlman, Dubois y Smeathers, 1999).

Una forma de estudiar el paso es considerar el ciclo de la marcha, en el cual se analiza la evolución de un solo miembro (Fig. 4.30). Empieza cuando el talón apoya en el suelo y termina instantes antes de que el mismo talón vuelva a apoyar. Contempla un tiempo de doble apoyo, en que los dos miembros están en contacto con el suelo, y un apoyo monopodal, en el que solo uno carga. Recuérdese que en la carrera no hay doble apoyo y hay un tiempo en el que no apoya ningún miembro (Viel et al, 2002).

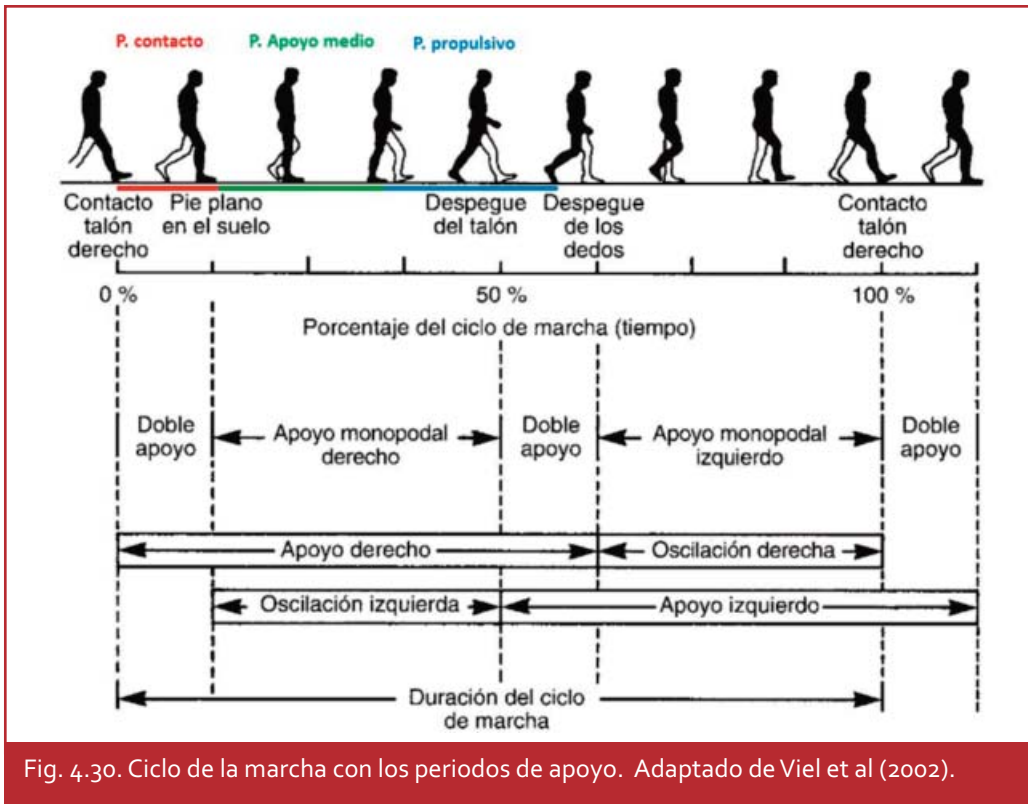


Fig. 4.30. Ciclo de la marcha con los periodos de apoyo. Adaptado de Viel et al (2002).

Una división frecuentemente aceptada es la de Perry y Burnfield (1992), que subdivide la fase de apoyo en cinco periodos:

- i) Periodo de contacto inicial: el momento primero del contacto, normalmente con el talón.
- ii) Periodo inicial de apoyo o respuesta a la carga: transcurre desde el periodo de contacto inicial al despegue del pie contralateral. Es un tiempo de doble apoyo.
- iii) Periodo medio de apoyo: desde el despegue del pie contralateral hasta el despegue del talón. Es un tiempo de apoyo monopodal.
- iv) Periodo final de apoyo: desde el despegue del talón hasta que el

miembro contralateral inicia su apoyo. Es un tiempo de apoyo monopodal.

v) Periodo previo de la oscilación: desde que el pie contralateral apoyo hasta que despegan los dedos. Es un tiempo de doble apoyo.

En esta clasificación hay que tener en cuenta la situación del pie contralateral, lo que implica su control videográfico, lo cual no siempre ocurre: en el plano sagital donde, para no perder detalles importantes, se hace un encuadre centrado en la acción de la pierna, el tobillo y el pie en estudio.

En esta tesis se va a trabajar con el esquema clásico que divide el paso en dos fases, una de apoyo y otra aérea y en la que la fase de apoyo, que es la que se estudia, se subdivide en tres periodos: periodo de contacto, periodo de medio apoyo y periodo propulsivo (Seibel, 1988).

Hay que tener en consideración que el apoyo y el despegue del antepié son procesos complejos que empieza por el contacto de una articulación metatarsfalángica y termina por el de algún dedo, lo que supone un tiempo y uno proceso determinado (Monaghan, Hsu, Lewis, Saltzman, Hamill y Holt (2014)). Por ello hemos propuesto introducir subdivisiones en los periodos donde el antepié contacta o despegue, quedando la fase de apoyo con las siguientes periodos y subperiodos como sigue (Fig. 4.31):

i) Periodo de contacto (primer tiempo): desde el choque del talón hasta el inicio del apoyo del antepié.

ii) Periodo de contacto (segundo tiempo): desde el inicio del contacto de antepié hasta el final de dicho contacto.

iii) Periodo de apoyo medio: desde el final del contacto del antepié hasta el inicio del despegue del talón.

iv) Periodo propulsivo (primer tiempo): desde despegue del talón hasta inicio de despegue de antepié.

v) Periodo propulsivo (segundo tiempo): desde el inicio del despegue de antepié hasta el final del mismo.

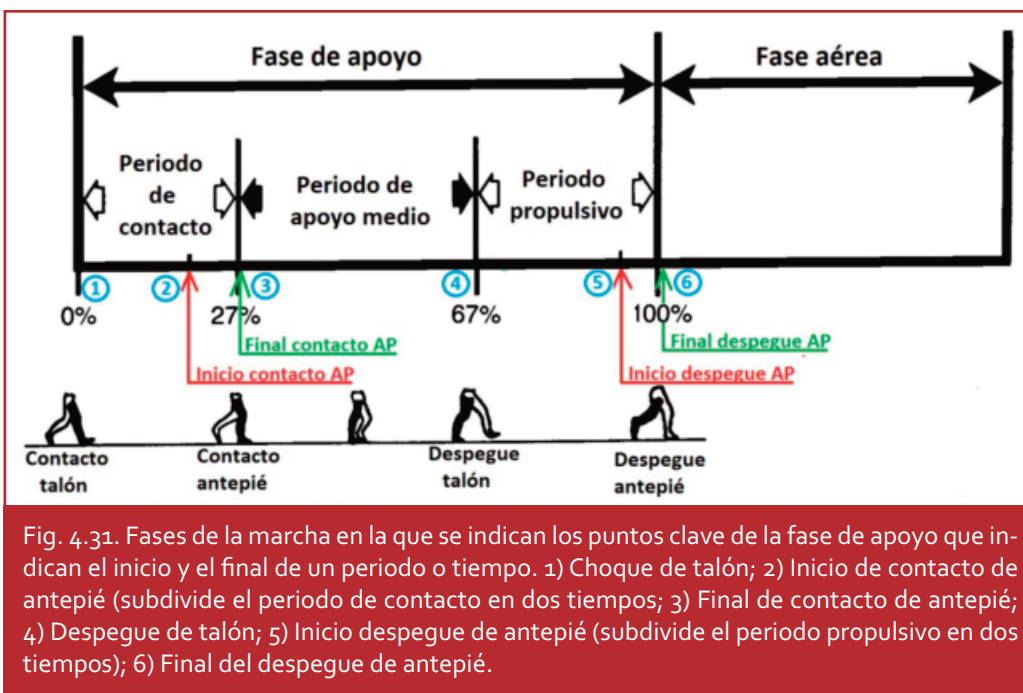


Fig. 4.31. Fases de la marcha en la que se indican los puntos clave de la fase de apoyo que indican el inicio y el final de un periodo o tiempo. 1) Choque de talón; 2) Inicio de contacto de antepié (subdivide el periodo de contacto en dos tiempos; 3) Final de contacto de antepié; 4) Despegue de talón; 5) Inicio despegue de antepié (subdivide el periodo propulsivo en dos tiempos); 6) Final del despegue de antepié.

Con el sistema propuesto se puede analizar el pie en estudio sin depender de la visión de la posición del contralateral.

4.11. Estudio de movimiento triplanar mediante análisis bidimensional: el caso de la articulación subastragalina.

Este trabajo establece las condiciones para que los ángulos de las imágenes tomadas se puedan medir considerando que los datos medidos son directamente fiables porque representan la realidad. Las principales condiciones son mantener la perpendicularidad con el plano del movimiento y la distancia entre la cámara y los segmentos corporales grabados. Se han realizado estudios bidimensionales del miembro inferior en el plano sagital respetando estas condiciones o considerándolas al menos, y en algún caso comparando análisis bidimensionales y tridimensionales (Alkjaer, Simonsen y Dyhre-Poulsen, 2001).

No obstante, hay situaciones en que dichas condiciones no se dan, lo que resta fiabilidad al análisis si no se corrigen los datos originales. Se tiene dos opciones: a) considerar los datos a título orientativo; b) corregir los datos por algún medio a nuestro alcance.

En los análisis bidimensionales donde se da esta situación se han aplicado algoritmos correctores del tipo DLT (Transformación lineal directa) que aplican ecuaciones lineales que relacionan las coordenadas de un punto en la imagen con su ubicación espacial mediante la teoría de proyección perspectiva (Challis y Kerwin, 1992; Díaz et al, 2013). Nuestro trabajo plantea una vía empírica usada por otros investigadores de forma menos sistemática: la de hacer un estudio previo comparando los valores fotografiados con los reales y determinar los errores (Areblad, Nigg, Ekstrand, Olsson y Exström, 1990).

En Biomecánica del pie se da la situación de falta de perpendicularidad en la cara posterior del calcáneo debido a dos circunstancias ya comentadas:

- a) Presenta una inclinación en el plano sagital, posterior -al contacto del pie - o anterior – cuando apoyo todo el pie, ya que esa es su morfología natural.
- b) Puede tener una rotación externa cuando hay un ángulo de marcha externo, en cuyo caso no se puede poner la cámara en línea con el pie por obstrucción del otro pie.

Estas distorsiones afectan a la observación tanto del retropié como, lógicamente, de la articulación subastragalina –ASA-, la cual sigue despertando interés en la investigación del pie (Birch y Deschamps, 2014). Serán estudiadas detenidamente en un capítulo posterior.

4.11.1. Artrología de la articulación subastragalina.

Aunque la morfología y funcionamiento del astrágalo y calcáneo es ampliamente conocida, es pertinente reseñar algunos detalles de especial interés (Fig. 4.32).

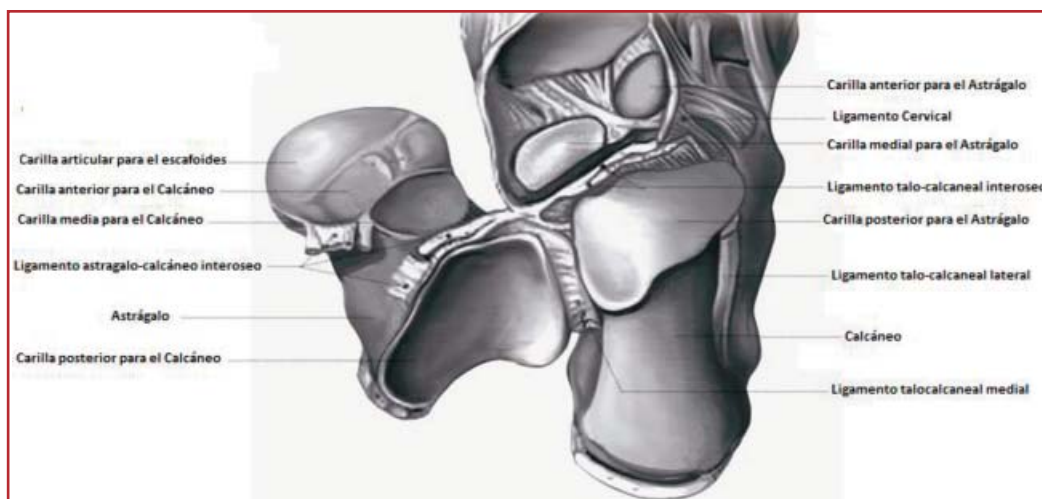


Fig. 4.32. Elementos de la articulación subastragalina. Adaptado de Chen, Qinwei y Yuelin (2013).

La articulación subastragalina (ASA), denominada igualmente astrágalo-calcánea o subtalar, es considerada un elemento clave en el funcionamiento del pie (Root et al, 1977). Está formada por las carillas articulares de la cara plantar del astrágalo y las dorsales del calcáneo. Estas pueden estar divididas en tres o en dos partes o ser una sola, siendo en cualquier caso la posterior la más importante. Estas particularidades no tienen trascendencia biomecánica (Bunning y Barnett, 1965). La posterior es típicamente convexa en dirección ascendente. Las carillas anterior y media son cóncavas, con orientación similar a la posterior. Entre la media y la posterior se encuentra el surco calcáneo que coincide con su correspondiente surco del astrágalo. Las carillas dorsales del calcáneo son congruentes con las del astrágalo.

Los ligamentos más importantes son los siguientes: a) El astrágalo-calcáneo, formado por dos bandas y ubicado en el seno del tarso, limita los movimientos de inversión y eversión; b) El cervical, que se encarga de limitar la inversión. C) El astrágalo-calcáneo posterior que proporciona estabilización (Batista, Maestu, Gutman, Logioco, Roncolato y Yannone, 2012).

4.11.2. Biomecánica de la articulación subastragalina.

El funcionamiento de la articulación subastragalina es rotatorio alrededor de un eje simple que funciona como una bisagra oblicua (Jastifer y Gustafson, 2014).

Su eje articular es de localización diversa, influyendo esto en su biomecánica, pero se acepta que tiene un promedio de desviación medial de 23° en el plano transversal, desde el eje anteroposterior del pie. En el plano sagital tiene una desviación ascendente de 41° de media (Isman RE, Inman VT. 1968). Otros autores (Seibel, 1988; Michaud, 2011) la sitúan en 16° y 41° respectivamente. Nuevos estudios aportan datos discrepantes entre sí (Jastifer et al, 2014). Los movimientos en descarga se definen como pronación, que incluye flexión dorsal, abducción y eversión del calcáneo sobre el pie fijo, a través del astrágalo al resto del miembro inferior y, como supinación, con las actitudes opuestas. Sin embargo, interesa más el análisis en carga, donde la pronación se define como eversión del calcáneo y flexión plantar y adducción del astrágalo y la supinación como inversión del calcáneo y flexión dorsal y abducción del astrágalo (Green, Whitney y Walpers, 1979).

La máxima amplitud de movimiento de la ASA fue medida por Inman et al (1981), aceptándose que es de 30° en sus valores normales, resultado de 10° de eversión y 20° de inversión. Man (1975) afirma que el movimiento necesario total de inversión y eversión durante el funcionamiento normal en la marcha es de 8° . Otros autores (Areblad et al, 1990) lo elevan a 18° . Esta discrepancia no resuelta totalmente mantiene vigente el estudio de la articulación.

Se puede definir la función de la ASA como la traslación de los movimientos rotacionales de la pierna en el plano transversal a los de eversión/inversión en el plano frontal, a modo de bisagra oblicua, al pie (Fig. 4. 33). La relación de grados de rotación de la pierna con los del pie depende de la inclinación del eje con respecto al plano transversal. La cantidad de traslación de movimientos hacia adelante será mayor cuanto más cercano se halle el eje al plano trasverso. En el caso de que el eje se sitúa en torno a los 45° los grados de rotación interna o externa de la pierna se corresponderán con los que transmita el medio y antepié. También se puede comparar con un tornillo atornillando hacia la izquierda en pronación en el pie derecho, y viceversa en supinación (Inman et al, 1981).

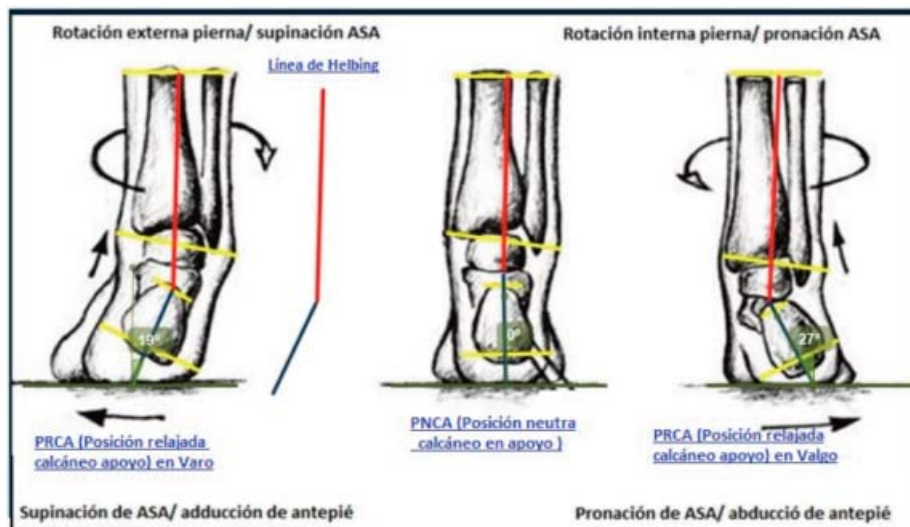


Fig. 4. 33. Transmisión de los movimientos rotacionales de la pierna al pie a través de la articulación subastragalina (ASA) en carga. Línea de Helbing. Posición relajada del calcáneo en apoyo (PRCA) en valgo y en varo y posición neutra del Calcáneo en apoyo (PNCA): Adaptado de Aleos, 2012.

Una cuestión clave es la relación que tiene la posición de la ASA con respecto a la capacidad de movimiento del conjunto articular mediotarsiano y del primer y quinto radio en particular. Cuando la articulación está supinada, se reduce la movilidad del antepié en sus distintos ejes, lo que se atribuye a la divergencia de los ejes de las articulaciones astrágalo-escafoidea y calcáneo-cuboidea. Por el contrario, cuando está pronada, ocurre lo contrario debido al paralelismo de dichos ejes (Pierrynowski y Smith, 1996). Durante el periodo de contacto, interesa que el antepié se comporte como un adaptador móvil que absorba las fuerzas de reacción del suelo y se adapte a las posibles irregularidades del terreno bajo la zona metatarsal (Fig. 4.34). Por lo tanto, conviene que la articulación esté pronada. Por el contrario, durante el periodo propulsivo hace falta proyectar el peso del cuerpo sobre el antepié, por lo que este ha de comportarse como una palanca firme. Conviene reducir su capacidad de movimiento supinando la ASA (Valmassy, 1996; Michaud, 2011).

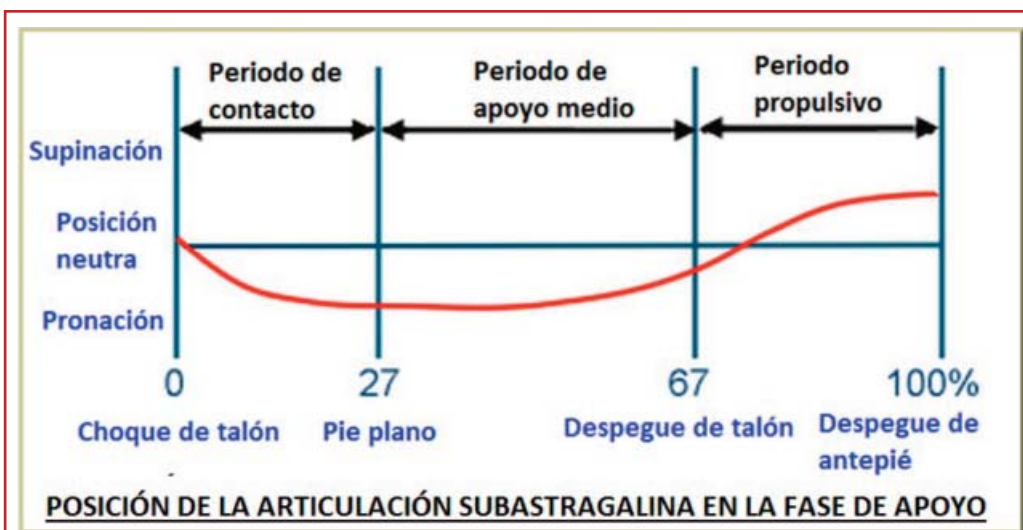


Fig. 4.34. La ASA comienza la fase de apoyo en supinación, se mantiene pronada durante el periodo de contacto y medio apoyo y debe supinar nuevamente en el periodo propulsivo. Adaptado de Tartaruga, Cadore, Alberton, Nabinger, Peyré-Tartaruga, Ávila y Kruehl (2010).

Según los promedios descritos (Inman et al, 1981), en la fase de contacto, el calcáneo toca el suelo con la articulación en 2° varo. Durante este periodo realiza un movimiento de pronación de 6° a 8°, quedando en su posición más pronada en el inicio del periodo de medio apoyo. Durante este segundo periodo –medio apoyo– el pie debe de pasar de adaptador móvil a palanca firme, por lo que la articulación ha de colocarse de nuevo en supinación (Fig. 4.34). Esto ha de suceder instantes antes -o inmediatamente después- del inicio del periodo propulsivo, que se marca con el despegue del calcáneo del suelo. Lógicamente, en el periodo propulsivo la articulación debe acentuar su supinación, llegando a los dos grados varo en condiciones normales, para realizar un despegue sobre una palanca rígida constituida por un conjunto articular mediotarsiano con la menor movilidad articular posible (Seibel, 1988).

4.11.3. La medición de la articulación subastragalina.

Suele crear confusión la relación del calcáneo -en este trabajo se usará, a veces, indistintamente "calcáneo" o "retropié- con respecto al suelo y con respecto al eje de la pierna (Tartaruga et al, 2010). Las referencias para la exploración de la ASA son el eje de la cara posterior del calcáneo y el eje de la cara posterior de la pierna, pues la cara posterior del astrágalo no sirve para este cometido y además se haya sujeto por la pinza tibio-peronea en los planos frontal y transversal, de manera que sus movimientos son solidarios en estos planos.

Se suele medir el calcáneo con respecto al suelo, sin considerar la posición de la pierna en el plano frontal. Esto es inadecuado porque en ciertos casos el calcáneo puede estar en vertical o en varo con respecto al suelo y, sin embargo, mantener la articulación subastragalina pronada, debido a que la pierna esté en varo con respecto al suelo o que la propia articulación tenga una configuración especial, p.e. varo subastragalino (Root et al, 1977; Michaud, 2011).

Las mediciones del calcáneo sobre el suelo no son significativas por si solas, pero sí son válidas si se las relaciona con el ángulo de la pierna con el suelo o con las peculiaridades de la propia articulación subastragalina -varo o valgo subastragalino-. Como estos datos se pueden obtener en estática, se podría medir el calcáneo con respecto al suelo durante los periodos que mantiene contacto con el mismo –dinámica- y luego relacionarlos con los datos de la pierna y la articulación subastragalina para conocer el grado real de la articulación subastragalina en dinámica. No contacta en el periodo propulsivo, pero al menos se tiene la posición de la articulación en el inicio de este periodo, cuando despegamos el calcáneo. En ese momento la articulación no debería estar pronada o, al menos, estar muy próxima a la supinación (Root et al, 1977; Michaud, 2011).

De las consideraciones anteriores se deduce que los momentos clave en los que debemos analizar el calcáneo con respecto al suelo -como dato para saber la posición de la articulación subastragalina- son tres (Fig. 4.35):

1º El inicio del periodo de contacto, en el que la articulación debe estar en ligero varo (Viel et al, 2001).

2º El final del periodo de contacto, en que la articulación debe estar en su máxima pronación dinámica -pero no debe agotar el total de la capacidad de pronación-. Técnicamente, se define por el despegue del antepié contralateral (Root et al, 1977), pero, por cuestiones prácticas se determina también cómo el momento en que apoya completamente el antepié. Este punto tiene a su vez una peculiaridad. Siendo distinto el momento en que el antepié empieza a contactar y en que termina de hacerlo, se pueden diferenciar esos instantes y analizarlos por separado, lo que proponemos en este trabajo.

3º El inicio del periodo propulsivo, marcado por el despegue del talón, en que la articulación debe estar en una posición muy cercana al varo (Viel et al, 2001).



Fig. 4.35. Fases de la marcha y periodos de la fase de apoyo. Adaptado de Kondicijska (2014).

Como indicamos en el apartado anterior, la dificultad de medir la ASA en dinámica mediante videografía estriba en que no siempre presenta un plano perpendicular al eje de la cámara, condición necesaria para considerar los datos como reales. Ocurre porque en el plano sagital puede existir desviaciones con inclinación del plano hacia detrás o hacia delante (Fuller, 1996) o en el plano transverso hacia afuera o hacia adentro (Areblad et al, 1990). El análisis 2D se ha usado con eficacia para el estudio del movimiento del retropié en diferentes trabajos. Aplicando un buen método, se han obtenido datos fiables (Edington, Frederick y Cavanagh, 1990) y (Hamill, Milliron y Healy, 1994).

4.12. Uso anterior de imágenes bidimensionales en el análisis cinemático.

Se sigue utilizando el análisis cinemático basado en imágenes bidimensionales, incrementándose en el ámbito del deporte (Goss, Lewek, Bing, Ware, Teyhen y Gross, 2014). En investigación predominan los sistemas tridimensionales, en los laboratorios que cuentan con ellos, y en la clínica diaria la observación directa, sin medios técnicos de apoyo. Algunos equipos de análisis cinéticos basados en plataformas de presiones complementan sus prestaciones con análisis de imágenes capturadas con cámaras webcam conectadas al propio ordenador. Estas suelen ser de baja resolución y de poca frecuencia- entre 15 y 30 fps- aunque progresivamente irá aumentando. No tienen en cuenta las medidas necesarias para evitar o paliar los errores de perspectiva, dado que están dotadas de objetivos gran angular y se sitúan a una proximidad excesiva al objeto grabado.

Sin pretender realizar un metaanálisis sobre la cuestión, se recopilan a continuación ejemplos significativos a lo largo de la historia reciente de la investigación biomecánica. Su elección no responde a ningún criterio específico, han sido los primeros localizados en dos periodos de la elaboración de la tesis. Posteriormente se han encontrado más investigaciones que no se han incluido en un apartado como tal, pero algunos si aparecen a tenor de los comentarios acerca de los primeros. Nos van a interesar especialmente las técnicas de obtención de las imágenes, objeto central de la presente tesis (Tablas IV, V y VI).

4.12.1. Estudios hasta el año 1999.

- **Van Best et al** (Van Best, Pronk, Mechelse, Pomper y Van Eijndhoven, 1982) usaron un sistema con dos cámaras colocadas a cinco metros de distancia, a ambos lados de una senda de marcha de 10 metros de longitud. Su objetivo es grabar el funcionamiento del cuerpo completo en el plano sagital. Para ello utilizaron 14 marcadores ópticos (LEDs), colocados en pies, piernas, muslos, tronco, cabeza, brazos y manos, que delimitan nueve segmentos corporales. Estos marcadores emitían señales luminosas con una frecuencia de 312 Hz, que eran capturadas por las cámaras y sometidos a un proceso de digitalización que facilitaba los cálculos. En el centro del encuadre colocaron una plataforma de fuerzas embutida en el suelo (Klister®). No dan información sobre las cámaras. Los datos son analizados of-line por el

programa Selspot system®, que incluye algoritmos de corrección de distorsiones ópticas. Estos fueron integrados en un análisis global que incluían los datos cinéticos registrados por la plataforma de fuerzas. El análisis de las imágenes permitió determinar errores en el sistema, sin especificar el método.

- **Areblad et al** (Areblad, Nigg, Ekstrand, Olsson y Exström, 1990), en un estudio comparativo de análisis bidimensional y tridimensional del retropié durante la marcha, observaron que distintos alineamientos del eje longitudinal del pie con el eje de la cámara en mediciones bidimensionales producirán diferentes errores de medidas (Fig. 4.36). Usaron un sistema de análisis del movimiento Selspot® 3-D. Se investigó la sensibilidad de los resultados para diferentes ángulos de alineación pie-cámara mediante cambios sistemáticos de posición de la cámara con respecto al eje del pie.

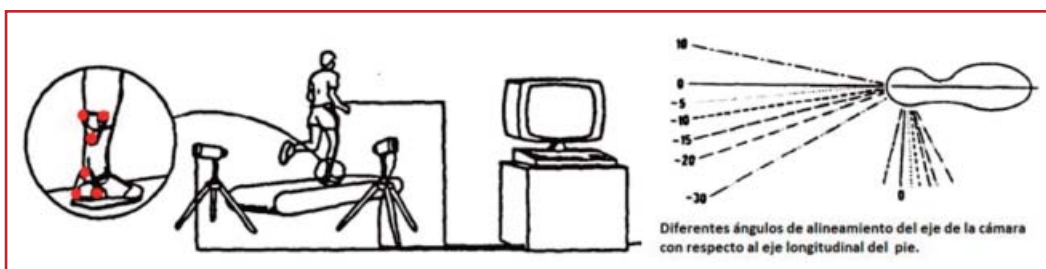


Fig. 4.36. Set de exploración descritas por Areblad. Angulaciones del eje de la cámara respecto al del pie. Adaptado de Arebland et al (1990).

Analizaron el intervalo desde 10° de adducción hasta 30° de abducción del pie en relación con el eje de la cámara y se observaron tanto la visión posterior como la lateral. Se compararon con los datos tridimensionales. Encuentran hasta 15° de diferencia según el ángulo del eje de la cámara con el ángulo del eje del pie en su visión posterior, y de 5° de diferencia en su visión lateral. Afirman que cuando se alinea la cámara con el eje del pie, no hay discrepancias.

- **Hetherington et al** (Hetherington, Johnson y Albritton, 1990), en un estudio para analizar el movimiento de la primera articulación metatarsofalángica, colocaron una cámara a 0.66 m sobre el suelo y a 0.93 m de distancia sobre el objetico a analizar, que se haya en un área de 0.62 por 0.62 m. No se detalló el tipo de sistema de video, deduciéndose que se empleó el sistema NTCS de 30 fps.

- **Cornwall et al** (Cornwall y McPoil, 1995) llevaron a cabo un estudio del movimiento del retropié en dinámica, comparando los resultados de un análisis bidimensional con otro tridimensional. Se dispuso de una senda de marcha de 12 metros, en uno de cuyos extremos se colocó una cámara para 2D y en un lateral, tres cámaras para 3D, la primera y la tercera en oblicuo, dirigidas al centro de la pista. La segunda en la mitad de la senda, a seis

metros del extremo, orientada perpendicularmente a esta. Para el análisis bidimensional se calculó que el sujeto estaría a 5 metros de la cámara, la cual se puso a 0.28 m del suelo y perpendicular al plano estudiado (Fig. 4.37). La cámara grababa a 60 fps -30 por 2, mediante desentrelazado de los fotogramas- con una velocidad de obturación de 1/500s. Las imágenes se digitalizaron usando el sistema Peak Performance Technologies®. Se colocaron ocho marcas, de las cuales cuatro, situadas sobre la cara posterior del extremo distal de la pierna y sobre la cara posterior del calcáneo, fueron usadas para el análisis bidimensional.

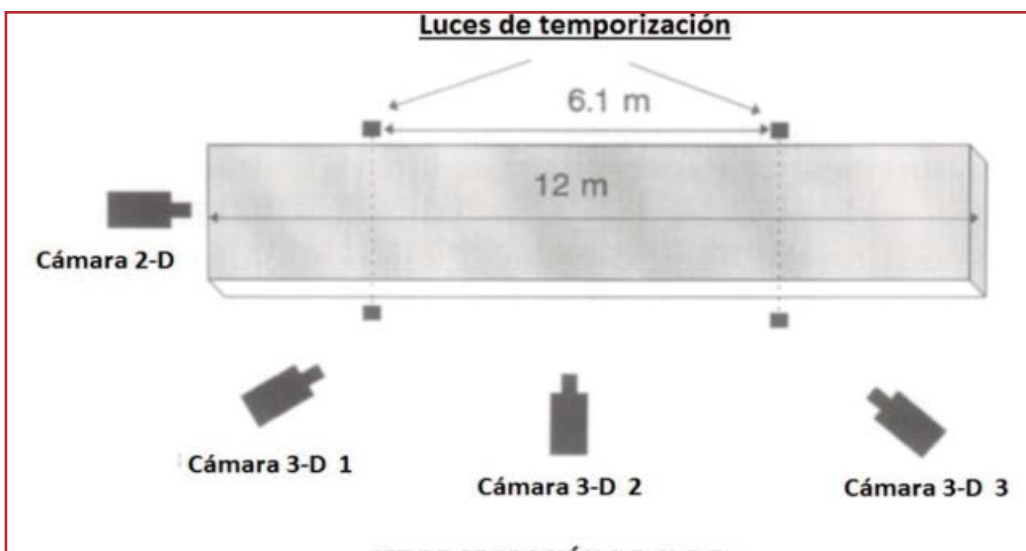


Fig. 4.37. Set de grabación simultánea 2-D y 3-D- Adaptado de Cornwall et al (1995).

Al comparar los resultados con ambas mediciones, hallaron diferencias de hasta 8° en el inicio del paso, si bien fueron reduciéndose a medida que el paso transcurría, para ser insignificantes en el 35% de la fase de apoyo e incrementarse a casi 2° en el 60% del paso, que es el periodo que abarcaba el estudio.

- **Keenan et al** (Keenan y Bach, 1996) pidieron a cinco clínicos expertos que evaluaran, mediante un análisis de la marcha grabado en vídeo, las alteraciones de la pronación del retropié en 14 pacientes. Los cinco repitieron la prueba posteriormente a los mismos pacientes en similares condiciones. Debían indicar si apreciaban patología pronatoria, estableciendo tres grados: no patológico, anómalo sin necesidad de tratamiento y patológico con necesidad de tratamiento.

Se analizaron en un laboratorio consistente en una senda de marcha de 10 m. Se colocó una cámara en un extremo de la senda encuadrada en la mitad de la misma -para el plano frontal- y otra en el lateral para el plano sagital, a 3 m del extremo de la senda y con una separación de esta de 1.75 m. Las cámaras se nivelaron paralelas al suelo (Fig.4.38). Los pacientes vestían

pantalones cortos y las cámaras solo encuadraban los pies, las piernas y un tercio del muslo. No consta que se usaran referencias en los MMII. No se especifica el sistema de video. Los participantes se aclimataron previamente, andando a velocidad cómoda.

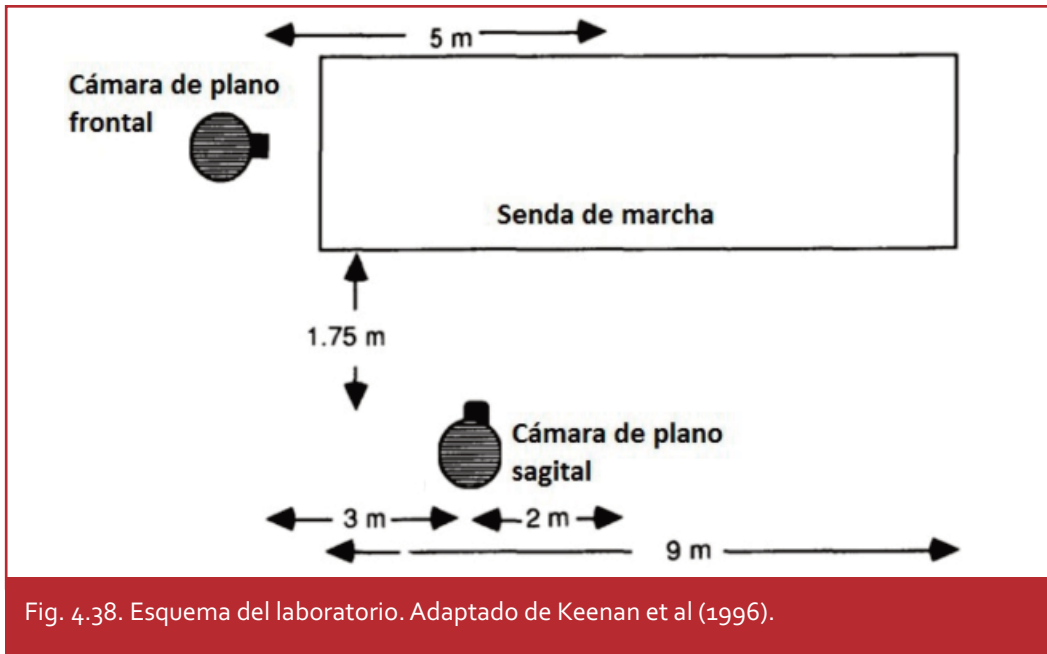


Fig. 4.38. Esquema del laboratorio. Adaptado de Keenan et al (1996).

El análisis de las imágenes lo hizo cada experto de manera independiente, observándolas en un monitor con la pantalla dividida: en la parte superior observaban las del plano frontal y en la inferior las del sagital.

Analizados los resultados y considerando las discrepancias inter e intraobservador, concluyeron que el análisis videográfico no era un método fiable por sí mismo para determinar la patología pronatoria del retropié.

- **Mannon et al** (Mannon, Anderson, Cheetham, Cornwall, Ped y McPoil, 1997) compararon los resultados de dos sistemas de análisis cinemático aplicados al estudio del movimiento del retropié durante la marcha: uno videográfico y otro con sensores electromagnéticos. Usan una senda de marcha de 12 metro con la cámara colocada a 5 m detrás del sujeto (Fig. 4.39).

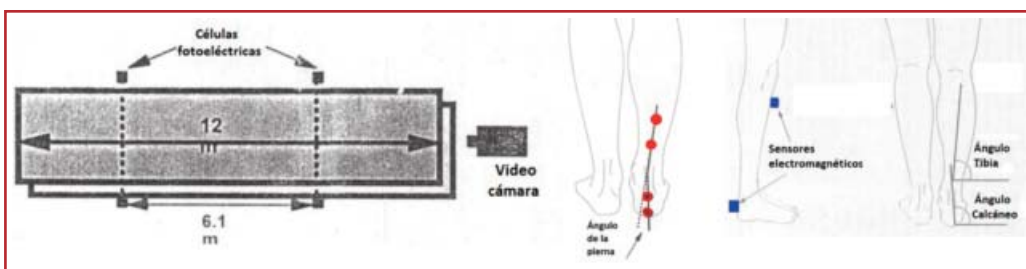


Fig. 4.39. Equipamiento de Mannon (1997), combinando imágenes con sensores electromagnéticos.

La cámara grababa a 60 fps con velocidad de obturación de 1/1500s. Se calibraba tomando como referencia una distancia conocida en el campo de visión. Se usó un equipo de digitalización de la época, el sistema Peak Performance 2-D Automated Analysis Software®. S

Se colocaron dos marcas sobre la cara posterior de la pierna y otras dos sobre la del calcáneo (Fig.4.40). Los sensores electromagnéticos colocados delante de la pierna y detrás del calcáneo recogían las posiciones angulares de estos segmentos a una frecuencia de 60 Hz. Obtuvieron patrones de movimientos similares con los dos sistemas.

Tabla IV: Resumen comparativo de estudios de los autores analizados hasta 1999.

Autor/fecha	Tipo de análisis/ Área cuerpo	Equipo/Hz	Superficie	Distancia/ Altura de cámara	Medios de corrección	Detalles
Van Best/ 1984	2D Marcha Sagital y cinético/ Completo	2 cámaras P. fuerzas	Senda 10m	5m/ Sin datos	Algoritmos Selspot system	Una cámara a cada lado. Marcadores lumino- sos
Areblad/ 1990	Compara- ción 2D,3D / pie	2 cámaras Selspot3-D	Cinta ro- dante	Sin datos	Sin datos	Estudio discrepa- cias según Fick
Hetherington/ 1990	2D sagital 1AMF	1 cámara	Área 62x62cm	0.93m/ 0.66m	Sin datos	

Tabla IV: Resumen comparativo de estudios de los autores analizados hasta 1999 (continuación).						
Autor/fecha	Tipo de análisis/ Área cuerpo	Equipo/Hz	Superficie	Distancia/ Altura de cámara	Medios de corrección	Detalles
Cornwall/ 1995	Compara- ción 2D (frontal sagital), 3D/ MI	4 cámaras (60Hz) Peak Per- formance	Senda 12m	5m/ 0.28m	Sin datos	Determi- nan discre- pancias 2D/3D en pie
Keenan/ 1996	2D frontal y sagital. Interobser. / MI, pie.	2 Camaras	2 Camaras	Frontal 5m, sagital 1.75m/ Centrada en pierna	Sin datos	
Mannon/ 1997	2D frontal. Sensores/ Pierna y pie	1 cámara 60Hz. Sen- sores elec- tromag. Peak Per- formance	Senda 12m	5/ sin datos	Sin datos	Marcado- res pierna pie. Valores si- milares

4.12.2. Estudios de la década de 2000.

- **Massé et al** (Massé y Cross, 2000) emplean un sistema de videoanálisis bidimensional para analizar el efecto de las ortosis plantares en dinámica, haciendo andar al individuo sobre una cinta rodante, y comparándolo con datos en estática, en concreto con el ángulo longitudinal medial. Se analizó el movimiento desde una visión posterior del plano frontal, centrado en la articulación subastragalina. Usaron una cámara super VHS (semiprofesional analógica) a 60 Hz. Colocaron dos marcadores en la cara posterior de la pierna y otros dos en la cara posterior del calcáneo. Marcaron los segmentos con dos puntos para la bisección de la cara posterior del calcáneo, situados a 3 cm uno de otro, y otros dos para la bisección de la pierna, a 8 cm entre ellos y a seis de la marca superior del calcáneo. Las marcas del calcáneo fueron trasladadas a un soporte tras el zapato, acoplado al propio calcáneo (Fig. 4.40).

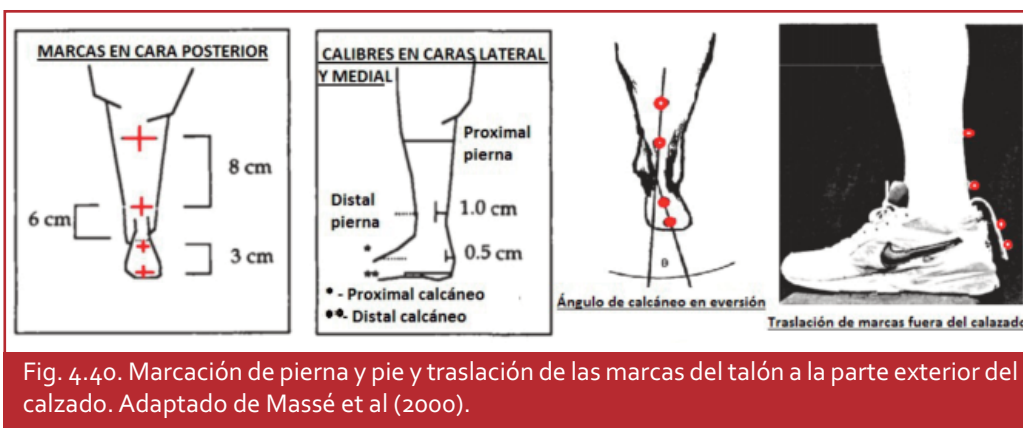


Fig. 4.40. Marcación de pierna y pie y traslación de las marcas del talón a la parte exterior del calzado. Adaptado de Massé et al (2000).

La cámara se elevó a 0.32 metros del suelo, con una nivelación que permitió que el plano frontal del sujeto sea perpendicular al eje de la cámara. Situaron el centro de la lente de la cámara a 4.3 metros del centro del encuadre. Este se hallaba en el centro de la cinta rodante, a 0.90 metros del borde posterior. Previamente a la grabación, se hizo un test con una rejilla. Se grabó el último minuto de los cinco que el paciente caminó por la cinta rodante.

Las imágenes fueron digitalizadas con Peak Performance Thechnologies®. Siguiendo a Glaves (1993), despreciaron el factor de distorsión del ángulo de emplazamiento del pie -ángulo de Fick-, considerando que si es menor de 20°, este no tenía influencia en la medición, por lo que descartaron los ángulos superiores a 20°. Para calcularlo, hicieron caminar al paciente sobre un papel, con la planta coloreada y midieron el ángulo de la huella. Demostraron que las ortosis eran útiles en el control de la pronación durante la dinámica.

- **McPoil et al** (McPoil y Cornwall, 2000) estudiaron la influencia de las ortosis plantares en la rotación de la tibia empleando el análisis cinemático bidimensional. Para ello aplicaron la técnica del marcador tibial. Este dispositivo consistió puntero fijado, mediante Velcro®, a la tuberosidad de la tibia y dirigido hacia adelante. Los movimientos rotacionales de la tibia en dinámica eran evidenciados por el desplazamiento visual del extremo del puntero en relación a su base.

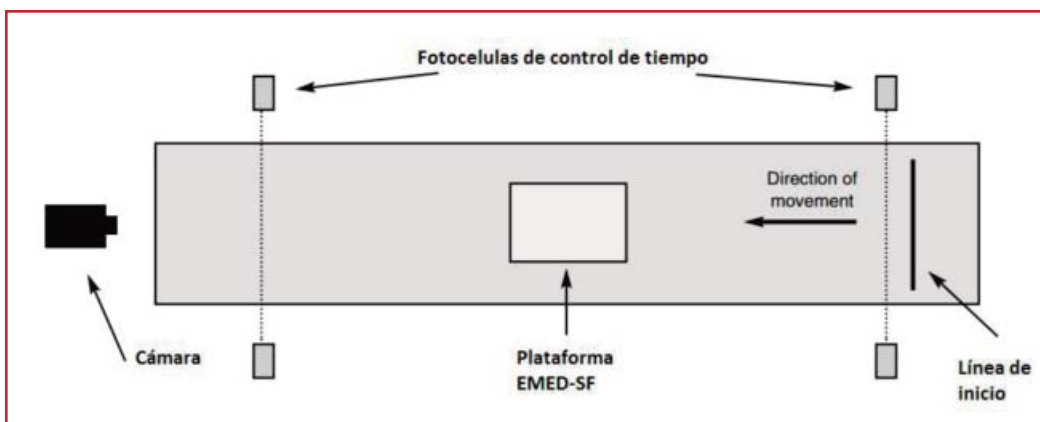


Fig. 4.41. Laboratorio de McPoil et al. Adaptado de McPoil et al (2000).

El análisis se hizo en una senda de marcha de 12 metros con la cámara en el extremo hacia el que camina el sujeto. En el centro de la senda se colocó una plataforma de presiones (Fig. 4.41). La cámara funcionaba a 60Hz y a una velocidad de obturación de 1/1500 segundos. Se calibró mediante el conocimiento de la distancia lineal y se usaron lentes correctoras. Para asegurar la precisión de las mediciones se grabaron previamente series conocidas de ángulos, detectando diferencias de 0.5° entre los ángulos reales y los mostrados en las imágenes. Concluyeron que el dispositivo de puntero tibial era un buen recurso para estudiar los movimientos rotacionales mediante el análisis videográfico.

- **De Wit et al** (De Wit, De Clercq y Aerts, 2000) realizaron un estudio comparativo de los corredores calzados y descalzos, con nueve individuos entrenados en largas distancias. Emplearon un laboratorio con una senda de marcha de 30 metros, en el centro de la cual se instaló una plataforma de fuerzas Kistler® conectada a un PC con el programa Ariel Performance Analysis System Inc® para análisis bidimensional. Tenía células fotoeléctricas montadas a la altura de los hombros en ambas direcciones, a 2.5 metros de la plataforma. Se grabó el movimiento del pie en el plano sagital y en el plano frontal. La pierna derecha solo en el plano sagital. Para este plano se usaron dos cámaras: una a 250 Hz abarcaba el cuerpo completo y otra a 500 Hz, la pierna y el pie. La del plano frontal, posterior, grababa a 200 Hz. Emplearon unas luces LED para sincronizar todos los equipos (Fig. 4.42).

Se marcaron en el plano sagital del cuerpo y el plano frontal de la pierna y el pie los puntos indicados en la figura.

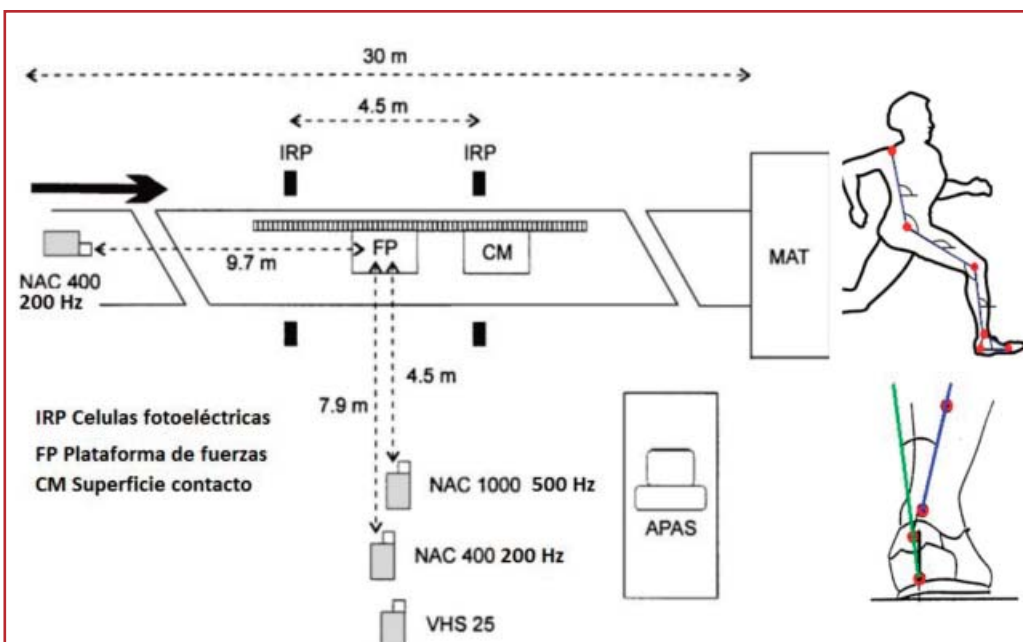


Fig. 4.42. Disposición del laboratorio de De Wit et al, y puntos de marcación sagital y frontal. (Adaptado de De Wit et al, 2000).

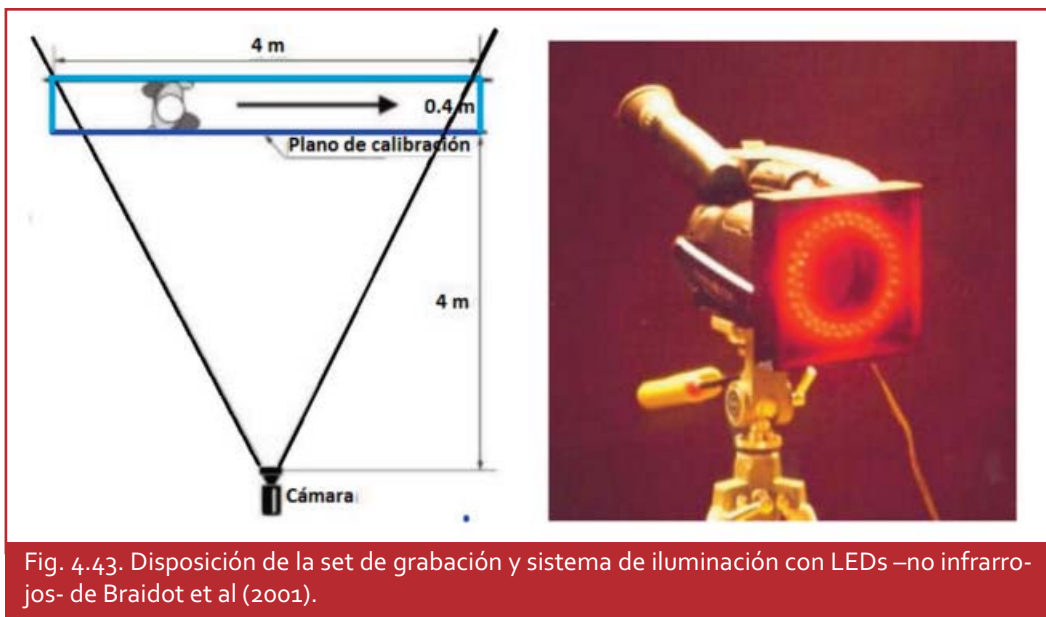
Tras el análisis de los datos se concluyó que los corredores descalzos cargaban más la zona externa del pie y se aplanaba más el arco cuando contactaban con el suelo.

- **Alkjaer et al** (Alkjaer, Simonsen y Dyhre-Poulsen, 2001) calcularon los movimientos articulares del miembro inferior durante la marcha mediante métodos 2D y 3D dinámico inverso (en los que se tiene en consideración también las fuerzas de reacción). Quince hombres sanos aprendieron a caminar a la velocidad aproximada 4.5 km/h mediante su paso por dos plataformas de fuerzas. Unas células fotoeléctricas controlaban la velocidad. Los sujetos vestían mallas negras y portaban marcas esféricas reflectantes situadas en la cabeza del primer metatarsiano, el talón, el maléolo lateral, el tubérculo tibial, el epicóndilo femoral lateral, el trocánter mayor y la espina iliaca anterosuperior y el sacro.

Se grabó la acción con cinco cámaras (Panasonic® WV-GL350) específicas de investigación, a 50 Hz, sincronizadas entre sí y con la plataforma de presiones. Se calcularon los movimientos netos de flexo-extensión del tobillo, la rodilla y la cadera mediante modelos biomecánicos en 2D y en 3D, usando el mismo experimento con distintos procesos de datos.

Se demostró que, en general, los movimientos detectados por el modelo 2D y 3D eran muy similares y que el modelo de 2D era apropiado para el análisis de la marcha humana.

- **Braidot et al** (2001) desarrollaron un sistema de videografía digital bidimensional para el análisis de la marcha de bajo coste usando solo una cámara, un PC y una grabadora. Disponían de un set con una senda de marcha de 4m de larga por 0.4 metros de ancha. La cámara, a 60 Hz, se colocaba a 4m de la senda, perpendicular a un punto medio de la misma, para grabar el plano sagital. Al paciente se le fijaban marcadores reflectantes. En la cara de la senda más cercana a la cámara se colocaba un marco que sirve de calibración del sistema con el fin de corregir pequeños errores debidos a la posible posición inadecuada de la. El sistema los corregía siguiendo tres pasos sucesivos en los que se iban calibrado cada uno de los lados. Era valido para pequeños errores de paralaje y servía si el individuo explorado no se aleja más de 20cm del marco. Se colocaron marcas reflectantes en los puntos clave para un análisis videográfico en el plano sagital (Fig. 4.43).



La cámara era analógica, no digital, y podía ser de 25 Hz o de 30 Hz, según fuera PAL o NTSC. Como era un sistema entrelazado, se podían doblar los fotogramas por segundo mediante un programa.

Los resultados obtenidos de los movimientos de cadera, rodilla y tobillo eran equivalentes a los conseguidos por sistemas 3D de la época.

- **Brunnekreef et al** (Brunnekreef, van Uden, van Moorsel y Kooloos, 2005) estudiaron la fiabilidad del análisis observacional de la marcha mediante videgrabación en pacientes con discapacidades ortopédicas.

Se grabó en vídeo la marcha de 30 pacientes a 24 Hz. Estos caminaron a velocidad confortable en semicírculo de un radio de 10 metros, durante 15

metros, en ambos sentifos. Con ello se podían grabar las dos caras del plano sagital sin mover la cámara de sitio, solo sobre su eje -en panorámica de seguimiento-. Para el plano frontal, los pacientes caminaron 5 m desde la cámara y otros cinco hacia la misma. Los vídeos se editaron con el programa Adobe Premiere® 6.0, obteniendo montajes de un minuto por paciente donde se incluyen todas las visiones. Un total de 10 evaluadores (4 experimentados, 4 sin experiencia y 2 expertos) evaluaron los vídeos de manera independiente por dos veces, empleando el mismo protocolo. Se calculó el coeficiente de correlación interclase.

La conclusión fue que la observación visual estructurada de la marcha por el método de análisis descrito en este estudio resultó de moderada fiabilidad. La experiencia clínica parecía aumentar la fiabilidad del análisis visual de la marcha.

- **Munuera et al** (Munuera, Domínguez, Palomo y Lafuente, 2006), para estudiar la influencia de las ortosis plantares en la flexión dorsal de la primera articulación metatarsofalángica (AMF) en pies valgus, reprodujeron la técnica de Hetherington (1990), si bien usaron equipos actualizados basados en sistemas de grabación DV (Fig. 4.44).



Concluyeron que el control de la pronación no aumentaba la flexión dorsal de la I AMF cuando la patología está ya instaurada pero sí podía prevenirla.

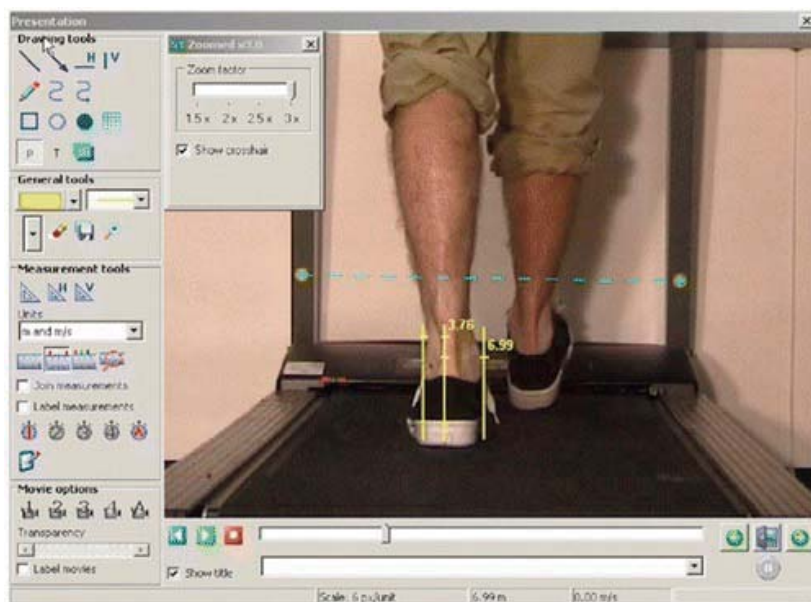
- **Zammit et al** (Zammit y Payne, 2007) estudiaron la eficacia del control de la pronación patológica mediante ortosis para disminuir el dolor del pie cuando se le atribuía a esta patología. Realizó un estudio donde combinaba el Índice Postural del Pie (Foot Posture Index) con un análisis dinámico bidimensional del movimiento del retropié con y sin ortosis, y después

aplicaba el Cuestionario del Estado de Salud del Pie. La muestra fueron 22 individuos con patología pronadora que usaban ortosis plantares.

Previamente, para demostrar la fiabilidad del sistema, se hizo una grabación de la cara posterior del talón en estática, colocando el pie en su posición neutra del calcáneo en apoyo y permitiendo que pasara a posición relajada de calcáneo en apoyo, para analizar la diferencia. Se usó, igual que en el resto del experimento, una cámara de consumo Sony® DCR-HC26, con sistema NTCS, cuya imagen, una vez procesada mediante el programa de análisis del movimiento SiliconCOACH®, permitía obtener 60 Hz.

Se les colocó a los sujetos una zapatilla con una marca medial posterior en la suela izquierda. Se hizo caminar a los pacientes sobre la parte central de una cinta rodante a 3.2 km/h. Para medir los movimientos de pronosupinación, se consideró que el maléolo medial se hace más prominente de lo habitual en el lado medial en la pronación, analizado en el plano frontal, y viceversa en la supinación. Por ello se midieron las distancias discretas entre los maléolos medial y lateral y la referencia de la marca del calzado (Fig. 4.45).

Para analizar las imágenes se usaron los pasos intermedios del pie izquierdo y se congeló la imagen un fotograma antes del contacto de antepié. Esta imagen era analizada mediante la comparación de la situación de la prominencia de los maléolos con respecto a la marca.



Measurement of the discrete distances between the medial malleolus and the reference point and between the lateral malleolus and the reference point.

Fig. 4.45. Medición de la distancia discreta entre el maléolo medial y el punto de referencia y entre el maléolo lateral y el punto de referencia -en el centro de la suela- en un fotograma de interés (Zammait, 2006).

Considerando el Índice Postural del Pie, el análisis bidimensional del movimiento y el Cuestionario del Estado de Salud del Pie, llegaron a la conclusión que el efecto de las ortosis en la reducción de los síntomas era pequeño e insuficiente.

- **Ball** (2008) realizó un estudio para determinar las mejores condiciones de lanzamiento del balón en fútbol mediante un análisis bidimensional del disparo. Usó una cámara profesional conectada a un PC -Redlake Motionscope® PCI 1000- ajustada a 500 Hz, con una definición de 512x512 píxel, para grabar los ensayos de 38 jugadores profesionales. Estudios anteriores habían demostrado la fiabilidad de esta metodología de análisis para el fin pretendido.

Se colocaron 7 marcadores en la cara lateral del cuerpo que se observa desde la cámara y 2 en el balón: antepié, tobillo, rodilla, cadera (dos) y hombro (dos). Se pretendía grabar y analizar la acción que transcurre desde que el pie que dispara despegó del suelo hasta el instante anterior a su contacto con el balón.

El set de grabación se dispuso como se indica en la figura 4.46.

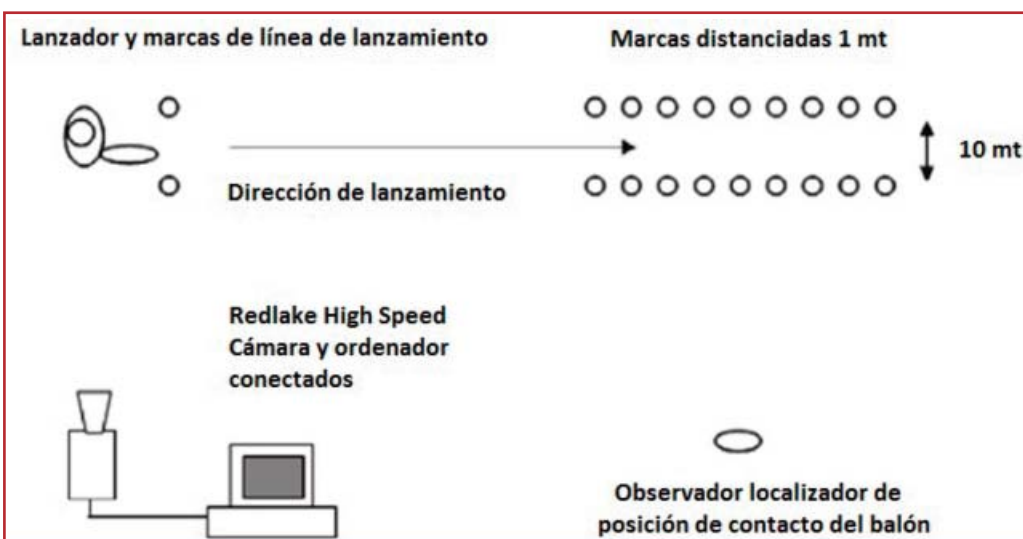


Fig. 4.46. Esquema del set de Grabación de Ball. Adaptado de Ball (2008).

Las imágenes obtenidas fueron analizadas con el programa de análisis bidimensional SiliconCoach®. Se calcularon 19 parámetros. A partir de dicho análisis se estimó que el incremento de la distancia del golpeo, de la velocidad del pie, de la velocidad angular de la pierna y una mejora de la posición relativa del balón en el suelo y del pie en carga mejoraba el rendimiento.

- **Soda et al** (2009) han diseñado un sistema de análisis videográfico de bajo costo, de uso clínico, con una sola cámara. Es un análisis bidimensional que se ha basado en el procesamiento de un video que sigue cinco marcadores en puntos anatómicos clave del sujeto. Se ha aplicado un algoritmo denominado Filtro de Kalman que, junto a otras herramientas del sistema, resuelve el problema de las marcas no captadas por oclusión de otras partes del cuerpo (Henao L, Manzanera A, Romero E, 2015). Estudia el plano sagital, sobre todo el miembro inferior, en sus parámetros espacio-temporales.

En el equipamiento destacaba una senda de marcha de linóleo cuya superficie está milimetrada y dividida en bandas transversales y longitudinales de distintos tonos, lo que permite distinguir fácilmente los espacios por donde transcurre el paso.

También se equipó con células fotoeléctricas que, conectadas a una luz testigo, indicaba cuanto tiempo está el individuo desarrollando la acción (Fig. 4.47).

El sistema ha sido validado y comparado con los sistemas tridimensionales convencionales por Ugbloue et al (2013). Usó un modelo de cámara Casio® (EX-FH20 EXILIM, Casio®, USA) grabando a 210 Hz, con una resolución de 580x360 píxeles. Se colocó perpendicular a el punto medio de la senda de marcha, a una altura de 0.6 metros.

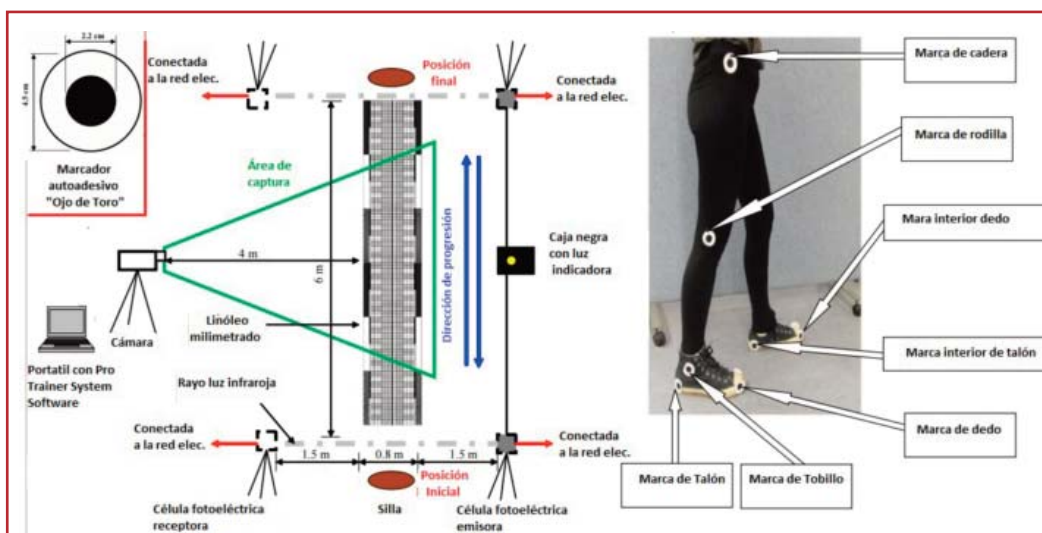


Fig. 4.47. Laboratorio propuesto por Soda et al (2009). Adaptado de Ugbloue et al (2013).

Tabla V. Resumen comparativo de estudios de los autores analizados década 2000.						
Autor/fecha	Tipo de análisis/ Área cuerpo	Equipo/Hz	Superficie	Distancia/ Altura de cámara	Medios de corrección	Detalles
Massé/2000	2D frontal/ pierna, pie	SVHS 60Hz Peak Performance	Cinta rodante	4.3m/ 0.32 m	Rejilla de calibración previa	Marcadores visibles con calzado
McPoil/2000	2D frontal anterior/ pierna	1 Cámara 60Hz Plataforma presiones	Senda 12m.	Sin datos	Lentes correctoras. Estudio previo ángulos conocidos	Marcador tibial
De Wit/2000	2D frontal y sagital/ Completo y pie	1 cámara frontal 200Hz 2 cámaras lateral 200 y 500 Hz 1 cámara lateral 25Hz Plat. pres. Ariel Performance	Pista 30m	Frontal a 9.7m Sagital 500 Hz a 4.5 m Sagital a 200 Hz a 7.9m	Sin datos	Marcas laterales y frontales
Alkjaer/2001	2D y 3D combinado/ MI y pie	5 cámaras investigación Plat. pres.	Senda	Sin datos	Sin datos	Mayas negras. marcadores
Braidot/2001	2D sagital / MI	1 Cámara	Senda 4m	4x0.4m/	Marco calibrador	
Brunne-kreef/2005	2D/ Sagital y frontal. Interobservador	1 cámara 24Hz. Adobe Premiere	Senda semi-circular 15m, radio 10m Senda 5 m	Sagital panorámica 10m. Frontal posterior y anterior 5m (no fijo)	Sin datos	
Munuera/2006	2D sagital/ 1AMF	1 cámara 25Hz	Área 62x62cm	93cm/ 66cm	Sin datos	
Zammit/2007	2D frontal/ pie	1 cámara 60Hz/ SiliconCoach	Cinta rodante	Sin datos	Fotos previas	Referencia maléolos y Centro talón
Ball/2008	2D sagital/ Completo Disparo balón	1 cámara. SiliconCoach	Campo fútbol	Sin datos	Sin datos	
Soda/2009	2D sagital/ MI	1 cámara.	6m	4m/?	Filtro de Kalman	Tapiz milimetrado

4.12.3. Estudios de la década de 2010.

- **Rathleff et al** (Rathleff, Nielsen, Simonsen, Olesen y Kersting, 2010) realizaron un estudio para determinar la diferencia entre la posición en estática y la situación en dinámica de dos parámetros: ángulo del arco longitudinal medial y altura del escafoides, ya que estas podrían predecir lesiones. Previamente se colocaron marcadores en la cara medial del pie: calcáneo, cabeza de 1º metatarsiano, escafoides y maleólo interno. Posteriormente se midieron los parámetros en dinámica. Para el estudio dinámico se diseñó un análisis bidimensional donde el individuo caminaba sobre una cinta rodante. El set estaba constituido por una cámara digital Basler Scout® a 86 Hz, a 12 mm de distancia focal, y una luz potente. Esta cámara, ya descatalogada, es específica de investigación. Se colocó perpendicular a la orientación del tapiz rodante a 2.98 m desde el centro. Las imágenes se tenían que capturar con ordenador pues la cámara carecía de dispositivo de memoria. Para el análisis de las imágenes se empleó un protocolo Matlab diseñado para procesar las señales. Previamente se analizaron los errores geométricos debidos a los desplazamientos de las marcas en la piel. Concluyeron que este análisis era útil para medir el descenso del escafoides en dinámica.

- **Borel et al** (Borel, Schenider y Newman, 2011) estudiaron los efectos de la aplicación de programas de análisis visual en los estudios videográficos bidimensionales en niños con parálisis infantil.

Dos clínicos, uno experto y otro en la última fase de formación, observaron la misma selección de imágenes de niños caminando: 20 vídeos en el plano frontal y otros 20 en el plano sagital, grabadas a 12 niños con parálisis infantil. Para estudiar las imágenes, ambos clínicos aplicaron la Escala Observacional de la Marcha (Boyd y Graham, 1999; Mackey, Lobb, Walt y Stott, 2003). Cada uno visionó los vídeos una vez con un programa común (Windows Media Player®) y otra vez con uno específico de video-análisis -Dartfish®- con el que pueden medir ángulos y tiempos (Fig. 4.48). En el segundo caso el video se desentrelazó para obtener 50 fotogramas por segundo.

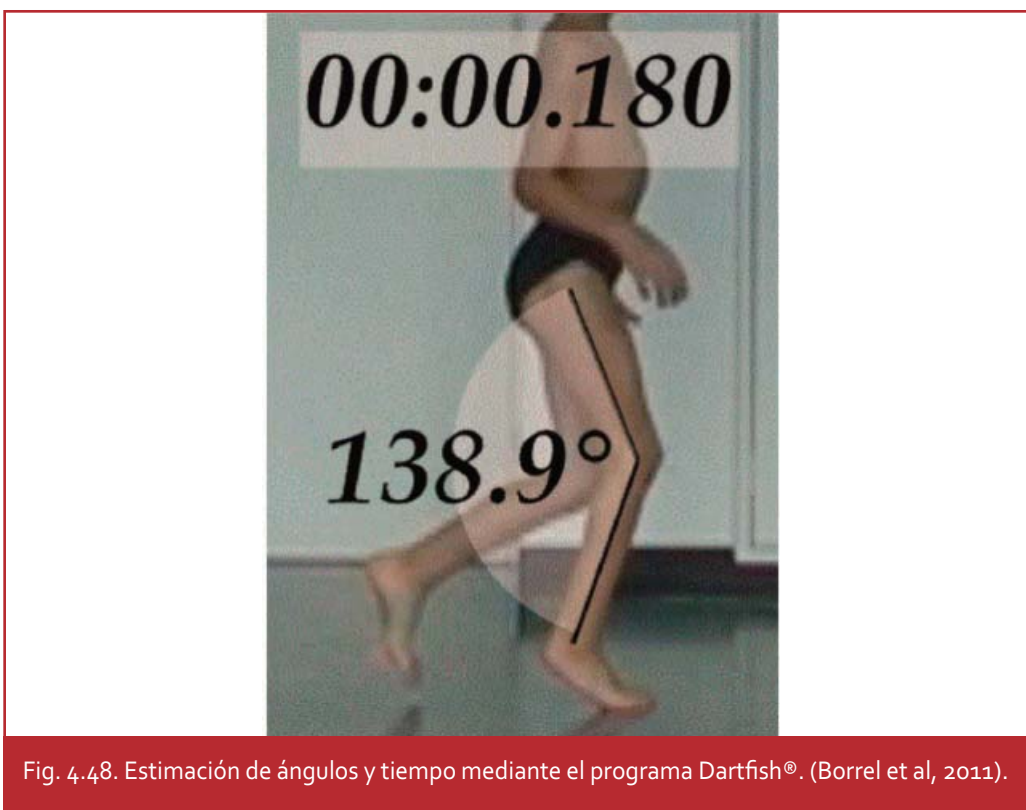


Fig. 4.48. Estimación de ángulos y tiempo mediante el programa Dartfish®. (Borrel et al, 2011).

La Escala Observacional de la Marcha examina 8 ítems, con un máximo de 22 puntos de indicación de normalidad por cada pierna: 1) Posición de la rodilla en periodo de apoyo. 2) Contacto inicial del talón. 3) Contacto del pie en apoyo medio, 4) tiempo de elevación del talón. 5) Retropié en periodo de apoyo medio, 6) Base de marcha. 7) Dispositivos de asistencia en marcha. 8) Vuelta. Solo se valoraron los primeros 6 primeros.

Analizados los datos, se concluyó que el uso del programa de video análisis resultó un instrumento eficaz para la fiabilidad de la evaluación videográfica.

- **Bencke et al** (Bencke, Christiansen, Jensen, Okholm, Sonne-Holm y Bandholm, 2012) compararon la altura del arco longitudinal Interno (ALI) en estática con la deformidad de dicho arco en dinámica. Para el estudio en dinámica realizaron dos tipos de ensayos en cada muestra y los compararon a su vez entre ellos. Uno era bidimensional y otro tridimensional. Se complementó con un análisis cinético simultáneo.

Para el análisis 2D, se colocaron tres marcas pintadas (cabeza 1º metatarsiano, calcáneo y escafoides) que representan el ALI (Fig. 4.49). Se emplea plataforma de fuerzas (Emel Novel®). Se dispuso una cámara digital estándar a 50 Hz, en la mitad de la pista, filmando perpendicular a la marcha.



Fig. 4.49. Técnica de marcación, marcas y momentos precisos donde se analizó el comportamiento del arco longitudinal medial. Adaptado de Bencke et al (2012).

Para el análisis 3D se utilizaron tres marcas reflectoras en los puntos indicados. Se usó una pista de 10 metros con dos plataformas intercaladas y un sistema de análisis biomecánico dotado de 8 cámaras VICON® 612 a 100 Hz cuya señal era procesada por una estación de trabajo Vicon® (vers. 4.6, Oxford Metrics®, Oxford, UK).

Como resultado, concluyeron que el sistema 2D ofrecía una precisión del 60% respecto al 3D y que el primero era útil clínicamente si no se dispone del segundo.

- **Zhang et al** (Zang Y, Yozu N, Haga N; 2013) estudiaron las posibles particularidades de la marcha en pacientes con insensibilidad congénita al dolor, mediante un análisis videográfico bidimensional de la marcha. Trabajaron con 11 pacientes y 15 individuos sanos como grupo control.

Para el estudio se montó una senda de marcha de 5 m de larga y 0.6 m de ancha sobre el suelo. Se pusieron marcas en cada metro de distancia a lo largo de la senda. Se usó una cámara Sony® HDV-HC3, colocada a 3.1 m, en la perpendicular del centro de la senda, elevada a 0.65 m mediante trípode. Se configuró en modo de grabación suave y lenta a 240 Hz. La zona de captura fue de 2 metros en la parte media de la senda. Los participantes caminaron cómodamente tres veces, para obtener unos datos medios.

Los videos capturados se analizaron en 2D mediante el programa Dartfish® software 5.5 ProSuite Version®. La referencia para la velocidad de avance del paciente fue la parte delantera del hombro derecho. Para compensar diferentes alturas se usó una escala. Se calcularon los pasos por minuto y la longitud de los mismos, que fue escalada considerando la altura. La duración del periodo de contacto, medio apoyo y propulsivo fue hecha determinando

cada fotograma del movimiento. Se calcularon los porcentajes de fase aérea y fase de apoyo. También la velocidad angular media, medida en radianes por segundo, desde el contacto de talón hasta el contacto total de la planta, dividiendo el ángulo entre la suela en el contacto del tacón y el suelo por el tiempo, calculado por los fotogramas. Los datos fueron analizados con SPSS.

No se encontraron diferencias significativas entre los dos grupos.

- **Hanley et al** (Hanley y Bissas, 2013) estudiaron los movimientos articulares del miembro inferior, la potencia muscular y el patrón electromiográfico de los practicantes de élite de marcha atlética. Combinaron el análisis cinemático en 2D con el análisis electromiográfico y el análisis cinético.

Las peculiaridades de la marcha atlética, en la que la pierna funciona como una palanca rígida, favorecen las lesiones de isquiotibiales y rodilla. Un análisis del gesto podía aportar claves para prevenir las mismas. La muestra fue de 20 atletas. Se delimitó una senda de marcha en la que se habían situado cuatro postes de referencia para calibrar la cámara separados cuatro metros del área de análisis. Oculta bajo la cubierta flexible se situó una plataforma de fuerzas a 1000Hz. Para el análisis 2D se empleó la técnica descrita por Alkajer et al (2001). La cámara, que grababa a 100Hz, tenía una resolución de 1280x1024 píxeles, a una velocidad de obturación de 1/500s y a una apertura de diafragma de f 2.0, sin ganancia añadida. Se colocó a 12 metros en un punto perpendicular a la línea de marcha. Se reforzó la iluminación con 26 focos de 4kW.

Se colocó un marco de de cuatro postes que proporcionaron 12 puntos de referencia.

De las imágenes se obtuvieron los datos mediante un sistema SIMI Motion®, digitalizando desde 10 fotogramas antes del impacto hasta 10 después del despegue. Este proceso se repitió comprobando la fiabilidad del sistema (Fig. 4.50).

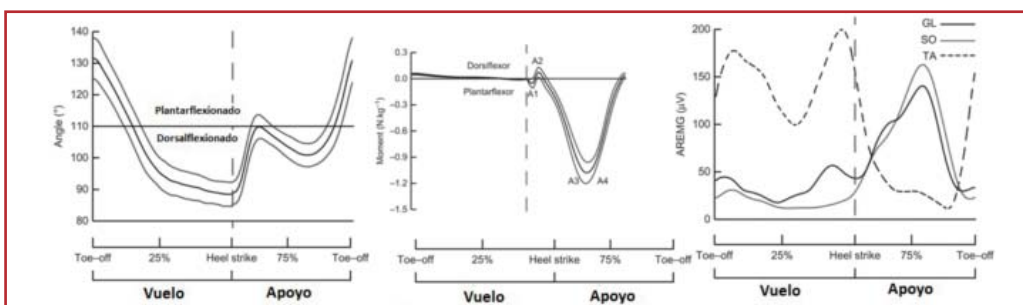


Fig. 4.50. Análisis de los movimientos del tobillo, fuerzas de reacción del suelo y electromiograma de diversos músculos de la pierna, resultado de la investigación de Hanley et al (2013).

Se concluyó que los estudios combinados de análisis de fuerzas, movimientos y electromiografía podrían dar las claves para prevenir las lesiones, entre las que estaban la potenciación de los isquiotibiales y los flexores de la cadera.

- **Holden et al** (2014) demostraron que el análisis bidimensional con video era útil para analizar el comportamiento de la rodilla en diferentes gestos deportivos. Hicieron grabaciones con cámaras de consumo con las que estudiaron la rodilla en el plano frontal (ángulo tibiofemoral). Realizaron las grabaciones en un set que contenía una plataforma de presiones sobre la que se realizaron las maniobras (saltos, sentadillas, con una sola pierna, etc.). Colocaron la cámara a 0.60 m de altura, a 10 m de distancia de la plataforma, con el zoom a 8x, encuadrando al individuo completo. Previamente habían colocado marcadores adheridos a la piel para asegurar la precisión del trazado de los ángulos a medir.

- **Goss et al** (2014) compararon los patrones de carga de corredores con calzado tradicional con los de calzado minimalista, estudiando el tobillo y la rodilla.

Analizaron a 60 corredores sanos que corrían sobre un cinta rodante, con plataforma de presiones integrada, que era grabados por un doble sistema. El tridimensional 8-camera Vicon Nexus MX40p System®, y el bidimensional para el plano sagital, grabado con una cámara de consumo Sony Handycam® HDR-CX150 a 60 Hz, colocada perpendicularmente a la cinta rodante. Con la grabación bidimensional se confirmaba el patrón de carga del corredor mediante la visión lateral. Los resultados se presentaron integrados, sin hacer distinción entre los obtenidos por uno y otro sistema.

Concluyeron que los corredores no solían detectar su patrón de carga ni cambiaban este cuando cambiaban de calzado.

Tabla VI. Resumen comparativo de estudios de los autores analizados década 2010.						
Autor/fecha	Tipo de análisis/ Área cuerpo	Equipo/Hz	Superficie	Distancia/ Altura de cámara	Medios de corrección	Detalles
Rathleff/2010	2D sagital/ Pie	1 cámara Basler Scout 86Hz. Matlab	Cinta rodante	2.98 m centro/?	Previo. Estudio errores piel	
Borel/2011	2D sagital y frontal/ Completo	1 ó 2 cámaras. Dartfish	Sin datos	Sin datos	Sin datos	
Bencke/2012	Comparativo 2D y 3D/ Pie	1 cámara 50Hz. 8Vicon 100hz Plat. Fuerzas	10 m	Sin datos	Sin datos	
Zhang/2013	2D sagital/ Completo	1 cámara a 240 Hz? Dartfish	5mx0.6m/ 0.65m	3.1m	Sin datos	
Hanley/2013	2D sagital/ Completo	1 cámara	Sin datos	12 m	Sin datos	
Holden/2014	2D frontal/ Rodilla	1 cámara Plat. fuerzas	Sin datos	10m/0.6 m	Sin datos	Zum 8x
Goss/2014	2D sagital, 3D. Complementario /Pie	1 Cámara 8Vicon Plat. fuerzas	Cinta rodante	Sin datos	Sin datos	2D para patrón de carga

4.13. Otros abordajes prometedores del análisis cinemático para uso clínico.

El análisis bidimensional no es el único abordaje del análisis cinemático simple del pie. Entre los que se vislumbran para un futuro próximo se encuentran los análisis tridimensionales elementales.

4.13.1. Generación de imágenes tridimensionales a partir de imágenes bidimensionales para el análisis cinemático.

Existen posibilidades de generar imágenes tridimensionales a partir de grabaciones bidimensionales de vídeo de forma más simplificada que los complejos sistemas de los laboratorios de investigación biomecánica (Bermejo et al, 2012).

Torralba et al (Torralba, Medina, Padullés, De Fuentes, Casas, Batalla y Costa, 2008) han desarrollado un sistema de análisis funcional y cinemático de la marcha para un paciente con lesión medular lumbar incompleta, antes y después del programa de entrenamiento intensivo con soporte parcial del peso corporal. Entre las pruebas realizadas se ha llevado a cabo un estudio cinemático mediante la grabación con dos cámaras de alta definición PHO-MV-D640C-66-CL10, con sensor color CMOS, a 100 Hz. Se han procesado directamente por un ordenador Shuttle® modelo SB86I. Han realizado la transformación de 2D a 3, con el método Direct Linear Transformation (DLT), del programa Ariel Performance Analysis System® (Fig. 4.51). Otras propuestas van en el mismo sentido (Marrero, Pedroso y Rodríguez, 2014; Nguyen y Meunier, 2014).

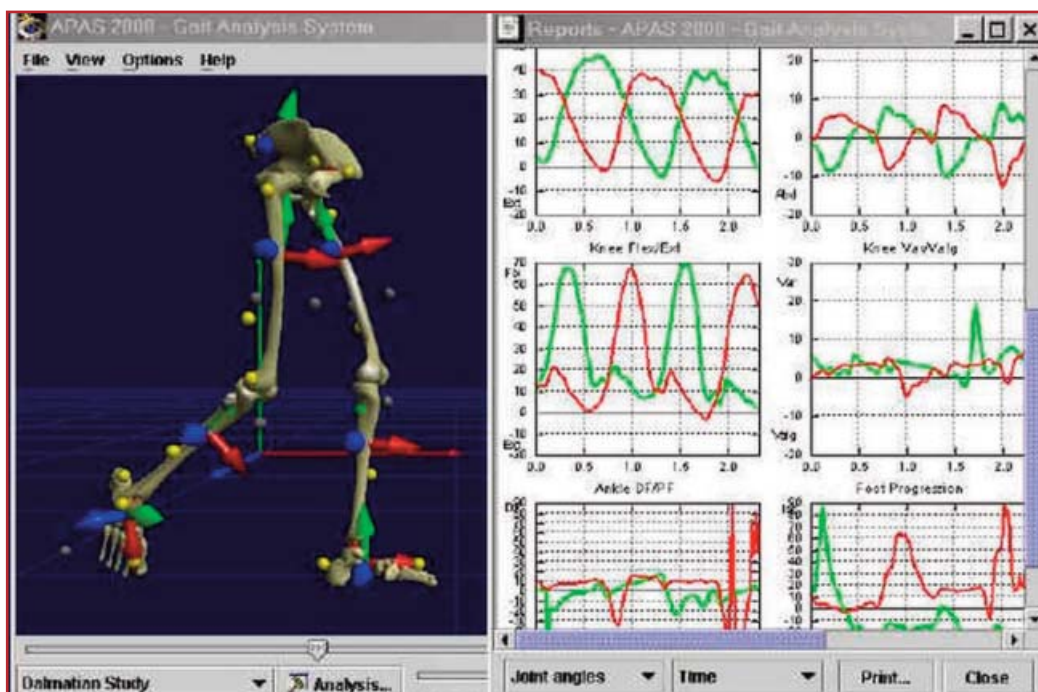


Fig. 4.51. Interface del sistema APAS 2000. Adaptado de <http://www1.arielnet.com/old/> (Consultado el 22-III-2015)

4.13.2. Generación de imágenes tridimensionales a partir cámaras de profundidad.

Existe un nuevo tipo de equipo audiovisual de bajo coste denominado cámara de profundidad, cuyo exponente más conocido es el sistema Microsoft Kinect™, desarrollado inicialmente para que el jugador pueda interactuar con un video juego con reconocimiento de sus gestos corporales. Consta de una cámara especial (XBOX 360 Kinect®) con tres lentes, una para vídeo normal, otra para video infrarrojo y otra que funciona como emisor de luz infrarroja. El sistema se basaba en medir la distancia a la que se hallan los objetos que representan los píxeles generados por la imagen infrarroja, con lo cual se genera una imagen que contiene información sobre la lejanía a la que están las partes del objeto fotografiado. Las imágenes han de ser procesadas para obtener datos fiables, aplicando diversos algoritmos. El sistema, combinado con unos marcadores específicos, ha sido aprovechado por Paolini et al (Paolini, Peruzzi, Mirelma, Cereatti, Gaukrodger, Hausdorff et al, 2015) para estudiar el comportamiento del pie en tiempo real, haciendo caminar al paciente sobre un tapiz rodante mientras se monitoriza con el sistema (Fig. 4.52). Otros investigadores han aplicado también esta metodología (Auvinet, Multon y Meunier, 2015).

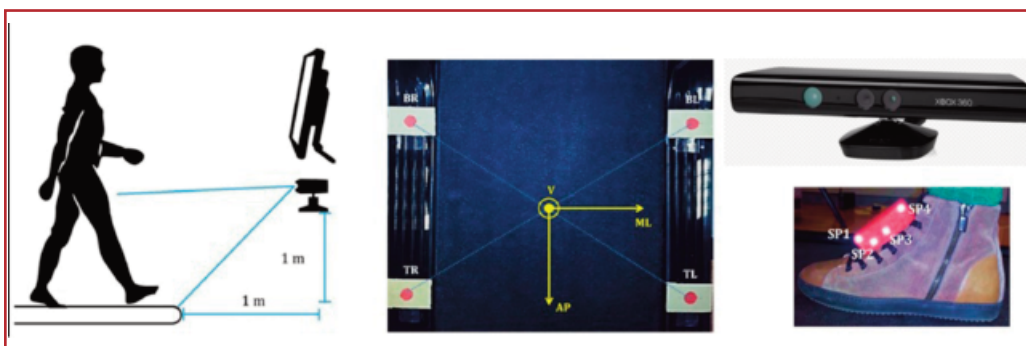


Fig. 4.52. Configuración del sistema de análisis con Kinect® sobre tapiz rodante, referencias colocadas en el propio tapiz, cámara de profundidad XBOX® 360 y referencias colocadas encima del calzado (Paolini et al, 2015).

Estas y otras líneas que han surgido recientemente no son objeto directo de la presente tesis, puesto que este trabajo se centra en métodos simples que pueden ser aplicados directamente por el podólogo clínico o por el investigador con pocos recursos. Pero es un camino a seguir en futuros trabajos, siempre adaptados a la inmediatez de su uso en consulta o en la investigación.



MATERIAL Y MÉTODO

Diseño de un protocolo de análisis cinemático bidimensional con videografía de alta frecuencia.

Diseño y validación de un método de corrección de distorsiones en retropié

5. MATERIAL Y MÉTODO.

Como se indica en el capítulo correspondiente, el objetivo general de este trabajo es establecer un protocolo que permita realizar análisis cinemáticos del pie fiables empleando tecnología de uso semiprofesional de carácter intuitivo y económicamente asequible. También debe ser de fácil ejecución, eliminando en el procedimiento cuantas tareas sean prescindibles y evitando el manejo de instrumentos complicados. Ello permitiría su aplicación tanto en la clínica diaria, como en trabajo de investigación y docencia. El proceso ha tenido dos fases.

1º) Establecer, aplicando conocimientos previos, deducción, ensayo y error y observación, un procedimiento de grabación en dos dimensiones adecuado para el análisis del pie durante la fase de apoyo del paso. Esta fase es necesaria por un doble motivo.

i) Porque es necesario definir la sistemática general de trabajo que ha de usar el clínico o el investigador.

ii) Porque es necesario definir las condiciones en que se desarrollará la fase posterior. No se puede hacer el experimento in vitro si no se establecen las condiciones in vivo.

2º) Resolver el problema que se plantea en la medición del movimiento y posición del calcáneo con respecto al suelo -realizados en los tres planos del espacio- en los fotogramas obtenidos de la grabación. Dicha imagen estará distorsionada por la perspectiva y por la pérdida de perpendicularidad debido a la imposibilidad de grabarla en todos los casos desde una posición perpendicular a la acción. Este apartado constituye la parte experimental del trabajo.

A lo largo del proyecto están presentes esos dos grandes objetivos, aunque no siempre de manera totalmente diferenciada.

5.1. Material empleado en el proyecto.

Este apartado de material, tradicional en los trabajos científicos, se usa aquí en un doble sentido, respondiendo el doble objetivo de la tesis:

- Por un lado se recoge el material necesario para aplicar el protocolo de exploración a los pacientes, incluyendo la dotación y planificación del laboratorio de exploración biomecánica y las marcas a aplicar en los miembros inferiores de estos. Este laboratorio está instalado en la sala de estudios biomecánicos de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología y se usa periódicamente con fines diagnósticos y de investigación por el doctorando, aplicando el protocolo descrito en esta tesis. La parte experimental de este trabajo no se ha realizado en ese

laboratorio, aunque si en las mismas instalaciones. También se describen las marcas aplicadas sobre la piel, diseñadas para este protocolo.

- Por otro lado se detalla el aparato diseñado para realizar los estudios previos que constituyen la parte experimental de este trabajo, y que han permitido resolver el problema de las distorsiones por la falta de perpendicularidad cuando se graba un movimiento triplanar con un método biplanar. Este material, denominado "simulador goniométrico triplanar articulado", es el que se ha empleado en el experimento.

- Las cámaras fotográficas usadas –con las que se captura tanto las imágenes videográficas del protocolo como las fotos del experimento- son las mismas que se describen en el Marco Teórico de esta tesis, por lo que no se incluyen de manera específica en este apartado para evitar la redundancia.

5.1.1. Laboratorio de análisis cinemático.

Los fundamentos para diseñar el laboratorio de análisis cinemático propuesto provienen del análisis de trabajos de investigación anteriores, referidos en el Marco Teórico, de la aplicación de técnicas provenientes de disciplinas afines o aplicables a este tipo de análisis y de la propia observación y experiencia adquirida por el investigador. Basándose en estas fuentes de conocimiento teórico y práctico, se propone un laboratorio de análisis cinemático mediante videografía. Este debería contar con los siguientes elementos (Fig. 5.1):

- i) Espacio necesario, en función del número de cámaras a usar: 6 m x 4 m si se emplean 1 ó 2 cámaras, u 8 m x 4 m si son 3 cámaras.

- ii) Senda de marcha: de 5.6 m x 0.6 m. La longitud media del paso es de 0.75 m (Sekiya, Nagasaki, Ito y Furuna, 1996), y deben excluirse los 2.5 primeros metros de inicio de la marcha (Lindemann, Najafi, Zijlstra, Hauer, Muche, Becker y Aminian, 2008). Es preferible la senda de marcha a la cinta rodante (Salvador, García, Iranzo, Pérez-Soriano y Llana, 2011).

- iii) Diana: zona en mitad de la senda sobre la que se encuadrará y enfocará la imagen y donde apoyará el pie en estudio, de 0.6 m x 0.6 m. Se puede sustituir por una plataforma de presiones (Hanley et al, 2013).

- iv) Equipamiento del laboratorio (Fig. 5.1):

- a. Una, dos o tres cámaras: con capacidad de grabar entre 200 y 300 Hz (fotogramas por segundo) entre las que se encuentran las propuestas en este trabajo, Casio® EX-F1 y GC-PX100BEU (JVC®). Deben tener zoom óptico de al menos 8x.

En caso de tener una sola cámara, se podría usar un sistema de espejos para captar al menos dos visiones desde ese único aparato (George y Thomson, 2010).

b. Soportes para las cámaras: estables y con capacidad para grabar la acción a la altura media del pie en carga (Massé et al, 2000; Payton et al, 2008).

c. Tres focos: 300 vatios de potencia (Bartlett, 1997; Swainson y Lyver, 1997).

d. Un marco de referencia: consistirá en un panel de hasta un 1 m x 1 m pintado completamente por con una cuadrícula pintada de cuadros de 1 cm². Permitirá, entre otras funciones, constatar que se obtienen ortofotografías.

e. Un ordenador con un procesador y una tarjeta gráfica suficiente para edición de vídeo. Un ejemplo es la serie NVIDIA GeForce® GTX (Notebookcheck). Es importante la potencia del procesador y la memoria RAM. La necesidad de mayor o menor capacidad del procesador, de la tarjeta gráfica, de la memoria RAM y de almacenaje de datos dependen de la calidad de video. (Cine Digital, 2012).

f. Programas de edición de vídeo y de medición de ángulos, como Adobe Premiere® (Brunnekreef et al, 2005) y Photoshop® (Ledoux, Hirsch, Church y Caunin, 2001). Se suele usar Kinovea® (Clarke, Stephenson, Jensen y Drum, 2014).

v) Personal: un operador por cada cámara que se use, pero uno solo podría hacer funcionar las tres cámaras si previamente están preparadas.

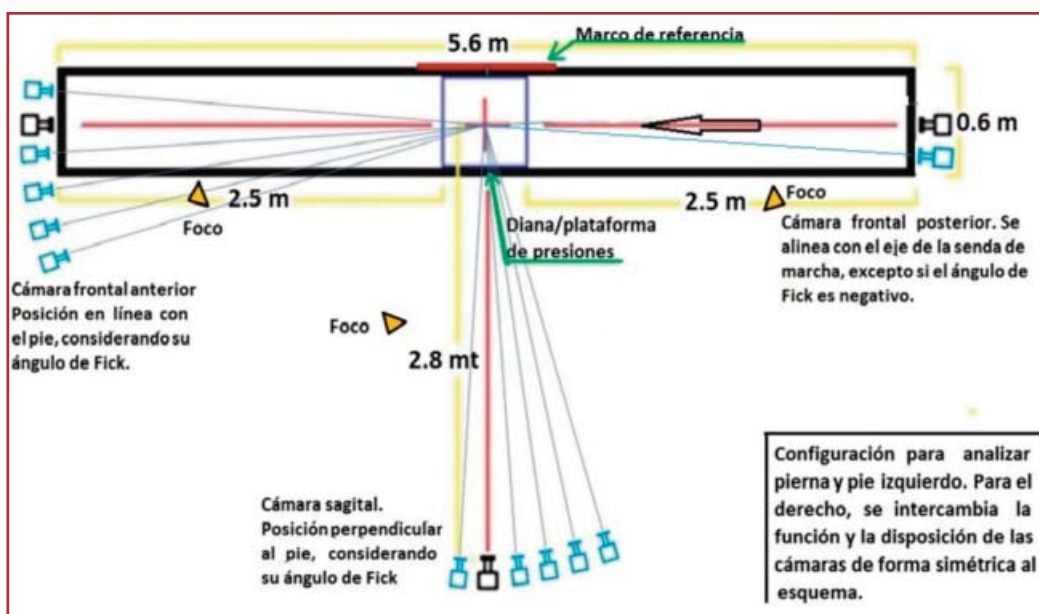


Fig.5.1. Esquema de laboratorio de análisis de la marcha propuesto en este trabajo. En caso de contar con una sola cámara se usaría la frontal posterior, en caso de dos, esta y la sagital. Las cámaras sagital y frontal anterior se colocarán perpendiculares al plano del pie que graban, que variará según su ángulo de Fick, no necesariamente perpendiculares a la senda de marcha. La cámara frontal posterior solo se alinea con el pie si este es paralelo a la senda de marcha o tiene ángulo de Fick negativo.

Tabla VII. Medios técnicos y humanos para el laboratorio de análisis videográfico.

Espacio	3 cámaras: 8m x 4m.
	1 ó 2 cámaras: 6m x 4m.
Senda de marcha	5.6 m x 0.6 m.
Diana	0,6m x 0.6m, en el centro longitudinal de la senda de marcha.
Equipamiento	1 ó 2 ó 3 cámaras con grabación a alta frecuencia y zum óptico de 8x.
	Soportes de cámaras (trípodes grandes y pequeños o dispositivo similar).
	1 ó 2 ó 3 focos de al menos 300W.
	Marco o parrilla de referencia.
	Un ordenador con capacidad de edición de vídeo.
	Programas de edición de video y de análisis de imágenes.
	Plataforma de presiones (opcional).
Personal	Un operador por cada cámara (lo ideal).

5.1.2. Las marcas sobre la piel.

El pie en marcha se puede observar directamente, sin el uso de ningún aparato o recurso, sobre todo en su conjunto y en aquellos movimientos o actitudes muy evidentes. Hay gestos que son apreciables, como son (Espinosa et al, 2013; Osorio y Valencia, 2013):

- a) La cadencia del paso, su simetría y gestos antiálgicos.
- b) La secuencia del apoyo.
- c) El ángulo y base de la marcha.
- d) Los movimientos prono-supinadores acentuados.
- e) Los gestos rotacionales, si los hay.
- f) La extensión anómala del primer dedo.

Estas exploraciones son de carácter cualitativo, es decir, que pueden observarse someramente, pero no medirse porque no es posible hacerlo mientras el paciente camina, salvo el registro de la huella y los datos obtenidos de ella (Oller, 1998).

Hay detalles que requieren un análisis preciso, que permitan medir los desplazamientos angulares y lineales. Es más eficaz establecer marcas o referencias previas que resulten precisas en la imagen (Soda et al, 2009).

La colocación de marcas sobre la piel es compatible con la posibilidad de aplicarlas también electrónicamente con un programa de análisis del movimiento humano bidimensional, como son el caso de Kinovea® o Dartfish®. Estas marcas son seguidas por el programa, lo que le permite trazar curvas y determinar velocidades, aceleraciones, etc. (Rumpf, Salacinski, Macfarlane y Looney, 2014). Dichos análisis son complementarios de los que proponemos en esta tesis.

En este trabajo se proponen de dos tipos:

- 1) Bisecciones del segmento en estudio pintadas sobre un esparadrapo clínico adherido a la piel.
- 2) Marcas perpendiculares a la piel consistentes en pequeñas banderolas que sirven como referencia tanto desde la visión posterior o anterior como lateral; permiten deducir donde está la base de la marca aunque esta no sea totalmente visible. Para que sean operativas tienen las siguientes características (Fig. 5.2):

i. La base es un papel milimetrado , con cuadrículas remarcadas de 5mm. Permite deducir donde está sujeta aunque se vea solo la parte distal de la marca.

ii. Tamaño: 20 mm de longitud y 10 mm de anchura.

iii. En el centro tiene un rombo de 10mm pintado en dos mitades, una a cada lado de la base, para servir de referencia cuando se ve desde el lateral.

iv. Fijación: se fija perpendicularmente a la piel por una base con material adhesivo de uso clínico. Las caras visibles se muestran hacia delante y hacia atrás y el rombo desde la visión lateral.

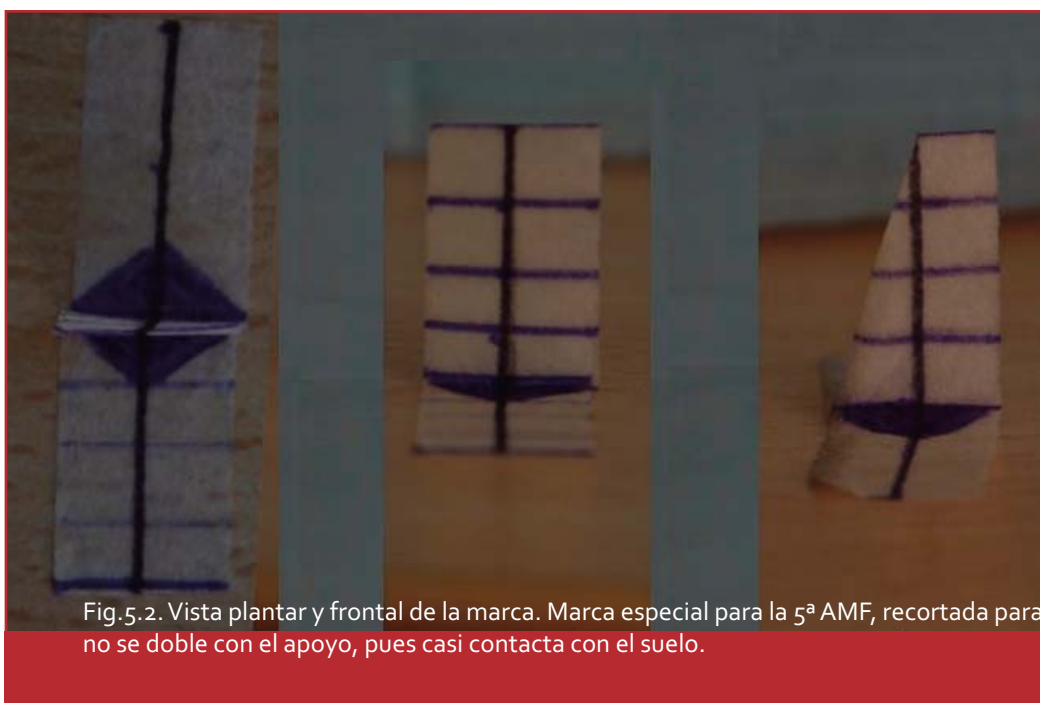


Fig.5.2. Vista plantar y frontal de la marca. Marca especial para la 5ª AMF, recortada para que no se doble con el apoyo, pues casi contacta con el suelo.

Identificación: etiqueta identificativa con datos del paciente y número de toma (Fig. 5.3).

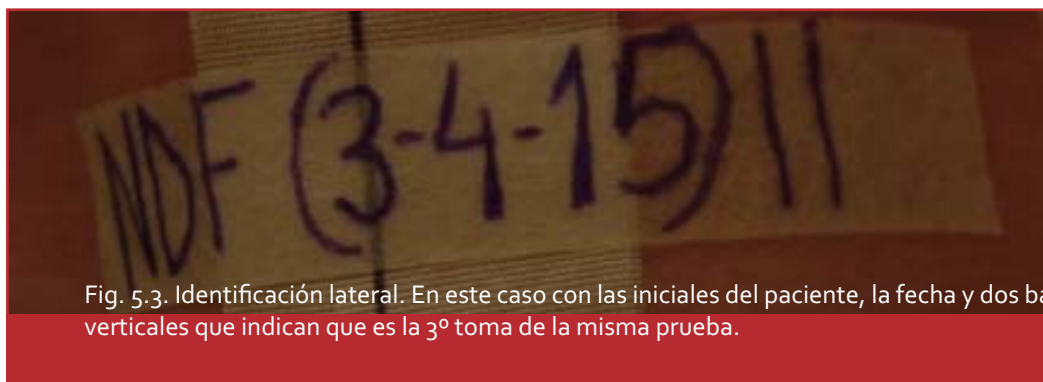


Fig. 5.3. Identificación lateral. En este caso con las iniciales del paciente, la fecha y dos baras verticales que indican que es la 3ª toma de la misma prueba.

5.1.3. Simulador goniométrico triplanar articulado.

Se diseñó y fabricó un artilugio o simulador mecánico –que denominamos simulador goniométrico triplanar articulado (SGTA)- que permite emular las distintas posiciones que puede adoptar el retropié durante la marcha. Este dispositivo puede colocarse en la posición que se desee, permitiendo decidir y conocer los grados que tiene el retropié simulado con respecto a los tres planos del espacio, de manera rápida y precisa (Fig. 5.4). Los elementos del simulador son:

- i) Una base elevada para sustentar el resto de las piezas.
- ii) Una placa transparente con una línea vertical en el centro. representando al calcáneo, que se puede inclinar 15° hacia la derecha -simulando el valgo de un pie derecho visto por detrás- y 10° hacia la izquierda -simulando el varo-.
- iii) Una articulación permite inclinar el calcáneo 20° hacia atrás y 20° hacia adelante.
- iv) Una articulación que permite girar el supuesto calcáneo hacia la derecha hasta 45° como lo haría un pie derecho en caso de rotaciones externas acentuadas.
- v) Cada articulación cuenta con un goniómetro que permite colocarla en la posición precisa que se determine.

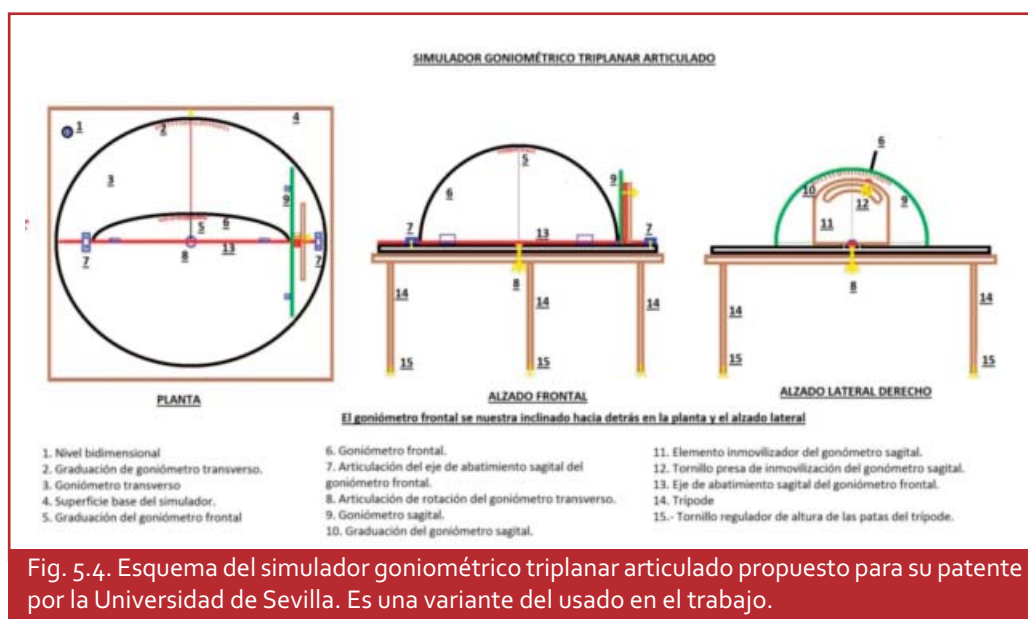


Fig. 5.4. Esquema del simulador goniométrico triplanar articulado propuesto para su patente por la Universidad de Sevilla. Es una variante del usado en el trabajo.

La primera variante del simulador estaba dotado de un fiel graduado para el plano frontal, lo que obligaba a modificar la angulación de este espacio en cada foto(F.5.5). Se cambió

por un goniómetro fijo en el plano frontal con lo que en una sola foto se incluían todas las variables en ese plano. No obstante, el sistema de fiel en el plano frontal se usó en otros cometidos imprescindibles como el test al propio sistema.

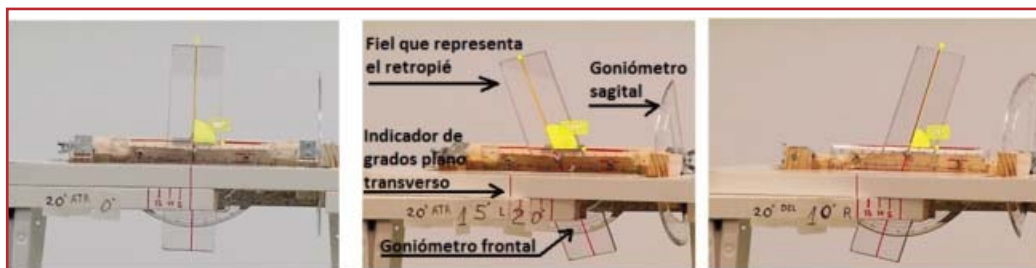


Fig.5.5.- Primera versión del simulador goniométrico triplanar articulado. Aunque los materiales de fabricación fueron muy comunes, el dispositivo resultó eficaz. El goniómetro transverso no se aprecia en la fotografía. El fiel central se sustituyó posteriormente por un goniómetro, con lo que en una sola foto se medían los 15° de valgo, los 10° de varo más el 0° . En el primer caso está ajustado a 20° atrás en el plano sagital -simulando que se graba el contacto de talón, por ejemplo-, con ángulo de Fick 0° -marcha en paralelo- y con una posición de calcáneo 0° . En el segundo está a 20° atrás, 20° de Fick y calcáneo en 15° valgo. En el tercer caso, a 20° delante, Fick a 20° y calcáneo en 10° varo. Esta versión con el fiel se usó para el test de validación. En estas fotos se ha superpuesto la medición con Kinovea®, para mostrar cómo se midió. Las mediciones reales se hicieron con Adobe Photoshop®.

5.2. Método.

En este bloque se recogen las dos líneas que se plantean en este trabajo.

Por un lado se describe y fundamenta el protocolo de exploración cinemática del pie por medios videográficos empleado en el Área Clínica de la Universidad y que justifica en parte esta tesis.

Por otro, se explica el experimento “in vitro” realizado para resolver el problema de la inexactitud de los ángulos medidos en una superficie triplanar, que no se muestra perpendicular al eje de la cámara. Esta cuestión deriva del diseño del protocolo anterior y constituye la parte experimental de esta tesis.

5.2.1. Proceso de protocolización de la exploración cinemática del pie en dos dimensiones por medios videográficos.

Se puede considerar que el establecimiento de un protocolo de análisis videográfico centrado en la pierna-pie es en sí mismo un proyecto de investigación, en tanto que han de confluir distintos conocimientos aplicados a resolver una cuestión no resuelta satisfactoriamente con anterioridad. ¿Cómo obtener imágenes del pie que permitan mediciones clínicamente válidas de manera fácil? Como respuesta se ha establecido un protocolo de exploración cinemática del pie mediante videografía bidimensional, integrando conocimientos diversos como Biomecánica y Exploración del pie, Óptica, Fotografía, Geometría, Videografía y tratamiento y edición de imágenes.

5.2.1.1. Exploración estática previa.

La exploración cinemática debe formar parte de un estudio más amplio, dentro de la aplicación del Método Clínico Podológico, que estará precedida por pruebas en decúbito y bipedestación con el fin de comparar los datos de todas las exploraciones (Barré, Destas, Duplouy y Gaillet, 2013).

Para el estudio estático se proponen las siguientes pruebas (Fig. 5.6 y 5.7):

- i) Capacidad de flexión dorsal del tobillo, con rodilla extendida y flexionada (Calvo, Diaz, De Velasco, Férnandez y Conejero, 2007).
- ii) Capacidad de flexión dorsal de la 1ª AMF (Munuera et al, 2006).
- iii) Condición de laxitud ligamentosa (Haro, Morante y Lillo, 2014).
- iv) Posición neutra de la ASA (Michaud, 2011).
- v) Ángulo de bloqueo en máxima pronación del conjunto articular mediotarsiano (Angu y Álvarez, 2009).

Para el propósito de nuestro trabajo, las medidas deben ser cuantitativas.

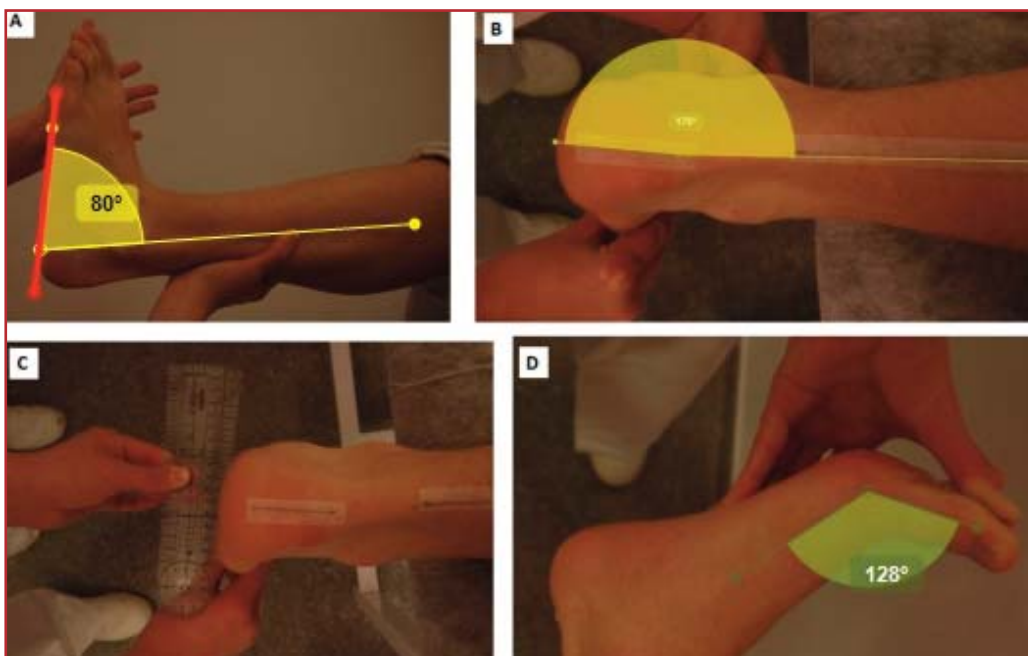


Fig. 5.6. Exploración en decúbito. A: flexión dorsal de tobillo con flexión de rodilla, 10° -medida dudosa por no haber referencias previas-; B: Posición neutra de ASA, 5° varo subastragalino –a estima cuantitativa-, hay referencias previas; C: Ángulo de bloqueo en máxima pronación del conjunto articular mediotarsiano, 4° varo, poco visible en la fotografía –cuantitativa-; D: Flexión dorsal de la 1ª AMF (52°) medida dudosa, no hay referencias previas y no es seguro que la imagen sea totalmente ortogonal. A, B y D, mediciones a posteriori con Kinovea®.

vi) Ángulo de Fick: (Lafuente, Domínguez, Munuera y Reina M, 2005).

vii) Ángulo de la pierna (Martin y Palmer, 2013).

viii) Posición neutra del calcáneo en apoyo o PNCA (Angulo et al, 2009).

ix) Posición relajada del calcáneo en apoyo o PRCA (Michaud, 2011).



Fig.5.7. Ángulo de la tibia, Posición neutra de calcáneo en apoyo (PNCA) y Posición relajada de calcáneo en apoyo (PRCA).

Estas son las pruebas que estimamos que tienen mayor interés por su relación a priori con las observaciones en dinámica. Son susceptibles de ser completadas o modificadas.

5.2.1.2. Exploración videográfica.

El protocolo está destinado tanto a la práctica clínica como a la investigación pero se minimizan los medios para que pueda adaptarse a las posibilidades de los establecimientos podológicos de tipo medio. Tras las exploraciones previas antes descritas, tiene lugar los siguientes procesos:

a) Marcado de referencias

Las siguientes referencias se proponen para identificar los segmentos o elementos anatómicos necesarios para el estudio biomecánico del pie (Fig. 5.8).

i) Bisección de la zona distal de la cara posterior de la pierna (Prats et al, 2000).

ii) Bisección de la cara posterior del calcáneo: hay varias formas de trazarla (Seibel, 1998; Michaud, 2011). En este protocolo se toma el centro del calcáneo en la parte alta y baja de la cara posterior.

iii) Maléolo externo: permite conocer el momento de despegue del retropié cuando se analiza desde la visión anterior. (Gómez, González, Costa, Fernández y Pérez, 2012).

iv) Maléolo interno: indica el despegue del talón visto desde el plano frontal anterior y como referencia para el ángulo longitudinal lateral en el plano sagital (McPoil et al, 2007).

v) Tubérculo del escafoides (Nielsen et al, 2009).

vi) Cara medial de la I AMF (Prats, Lluns y Alcorisa, 2009).

vii) Cara lateral de la V AMF: permiten trazar y calcular el ángulo de contacto del antepié con el suelo si se usa en combinación con la de la 1ª AMF (Rueda, 2004 (1)).

viii) Bisección de la cara lateral de la zona distal de la pierna: permite medir el ángulo de la pierna con el pie o con el suelo (Bobbert, Yeadon y Nigg, 1992; Ugbohue et al 2011).

ix) Aguja indicadora (Hoppenfeld, 1976). Se puede poner una marcha simple o trazar la bisección de esta cara.

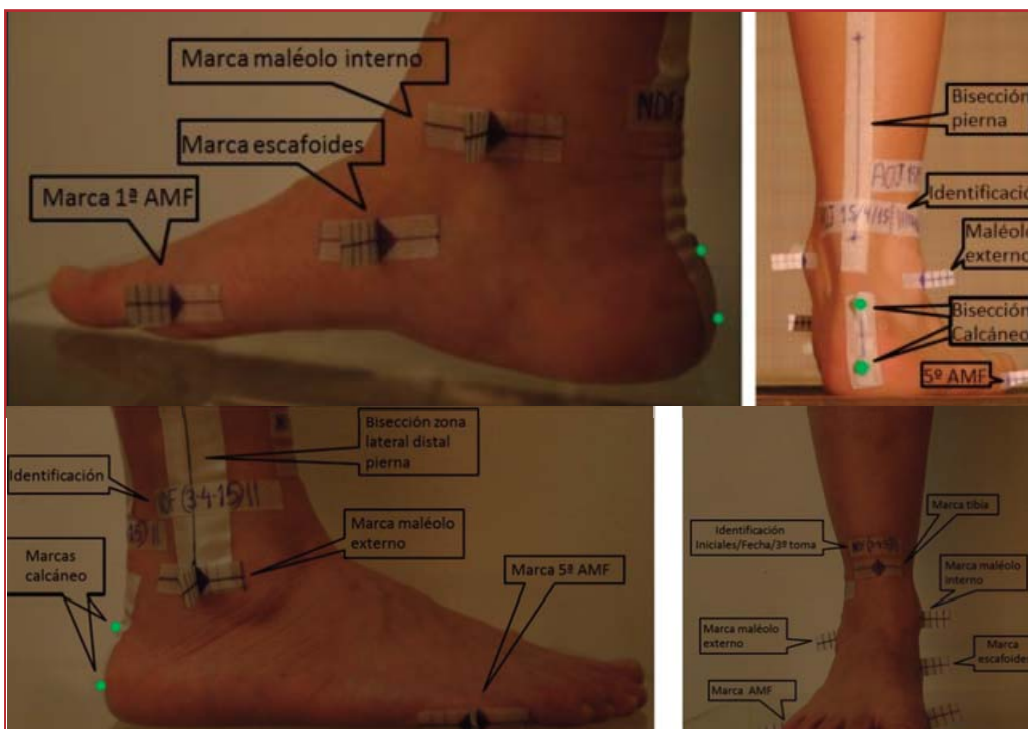


Fig.5.8. Marcas sobre el pie. La marca lateral de la pierna puede ser la línea imaginaria entre un punto medio en la zona superior y la marca del maléolo interno. La marca de la 5ª AMF está recortada por debajo para que no se desvíe al apoyar el antepié.

b) Procedimiento de grabación.

Se explorará la fase de apoyo del pie en estudio. Para ello se proponen dos modalidades: técnica del primer paso controlado y técnica del paso libre o espontáneo. Hay que hacer unas actuaciones preparatorias:

i) Colocación y configuración de las cámaras.

Los siguientes detalles son válidos para todas las tomas desde cualquier punto de colocación de la cámara, excepto cuando la perpendicularidad no se pueda obtener (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen y Whittlesey, 2013).

- La distancia de la cámara al centro de la diana debe ser de al menos 2.75 metros (Rebiai, Mansouri y Pinson, 1992). A modo de guía puede ser la altura del encuadre multiplicado por 6. Esta recomendación es lógica e intuitiva, viene dada por la experiencia del autor de la presente tesis y de otros investigadores (Payton CJ et al, 2008; Hanley et al, 2013; Fatone y Stine, 2015).

- Altura: la del centro del plano en estudio. La cara inferior de la cámara a 2 cm sobre el suelo (IBV, 2015).

- La angulación sobre el suelo: 0º, horizontal (Massé et al, 2000).

- Alineación: con el eje del pie o perpendicular a este excepto la visión posterior cuando el ángulo de Fick es externo

- Encuadre: hay que tener en cuenta dos cuestiones.

- Cámara nivelada: en ocasiones se pone un marco de nivelación para este fin (Braidot et al, 2001).

- Ajustar el campo de visión a la pierna y el pie. Estudios más amplios obligan a recolocar la cámara a mayor distancia y altura (Elvira, Vera-García, Meana y García, 2008).

- El zoom debe estar a 8 aumentos (8x) (Payton et al, 2008; Blanco, 2012; Holden et al, 2014).

- Enfoque: en el centro de la diana. Para facilitar el enfoque se usa un objeto fino (Robertson et al, 2013).

- La velocidad de obturación y la apertura de diafragma se pueden dejar en modo automático si la luz es potente (Pérez, 2015)

- Frecuencia: 200Hz a 300Hz.

- Iluminación: potente y homogénea; tres focos de 300 vatios a 1.5m de la diana. Se recolocarán si es necesario (Swainson y Lyver D, 1997).

ii) Actuaciones previas.

Previamente al análisis, conviene realizar cuatro maniobras:

- Observar la marcha espontánea del paciente.
- Tomar fotos de las rejillas sobre la diana para comprobar la ausencia de aberraciones y para encuadrar y enfocar.
- Tomar una foto con el pie en apoyo para asegurar el encuadre y disponer de la identificación.
- Hacer fotos sagitales para obtener datos del calcáneo, simulando el choque de talón y el despegue de talón, si no se tiene cámara sagital.

iii) Número de grabaciones.

Considerando que puede haber cierta variabilidad en la fase de apoyo del paso, se deben hacer al menos tres grabaciones válidas desde cada punto de vista para determinar valores medios si son muy discrepantes o estudiar otras medidas, como invalidar el estudio y repetirlo con un número mayor de grabaciones.

iv) Tipos de marcha para la grabación.

- Paso libre: el paciente anda sobre la pista sin preocuparse donde pisa. Se guardan las grabaciones en que apoya sobre la diana. En diferentes trabajos se evita que el paciente conozca el sitio exacto donde debe pisar para no alterar la marcha (Ko, Stenholm y Ferrucci, 2010).
- Paso controlado: consiste en ensayar los pasos hasta la diana, andando desde esta hacia atrás, para que al dar los pasos reales, el pie en estudio coincida con la diana. Es menos espontáneo pero hay menos "tomas falsas".

v) Criterios de calidad de las grabaciones.

Los criterios para descartar las grabaciones son:

- Problemas técnicos: desencuadre, desenfoque, movimiento extraño de la cámara, retraso en la grabación, etc
- Secuencia de paso no acorde con la marcha normal del paciente: movimientos extraños, velocidad inadecuada, etc.

vi) Grados de protección del pie durante la exploración.

La exploración puede hacerse con distintos grados de protección del pie, y este factor influye en la misma, por lo que interesa analizarlos (Collado S, 2004).

- Exploración con el pie descalzo: tiene dos grandes inconvenientes.

- 1) No llevar tacón altera la marcha de quienes siempre calzan.

- 2) A muchas personas les resulta molesto andar descalzas.

- Exploración descalzo sobre superficie amortiguadora: se sustituye la suela del calzado.

- Pie cubierto de calcetín con suela: se pierde visión de la piel, pero las marcas que sirven como referencias pegadas en el calcetín puede suplir esta información.

- Pie calzado con sandalias: permite visualizar el pie con el tacón a la altura que el individuo use normalmente.

- Pie calzado: la marcha se hace en las condiciones más reales posibles. Se han utilizado formas de trasladar algunas marcas al exterior del calzado (Massé et al, 2000).

Cómo opción general, se propone realizar el paso descalzo sobre alfombrilla con un pequeño grado de amortiguación (40 Shore A). El uso de calzado puede condicionar la colocación de las marcas en función de la tipología de este.

5.2.1.3. Puntos de vista del análisis.

Una de las cuestiones más importantes del protocolo es determinar las posibilidades de cada punto de vista. Los puntos de vista del análisis coinciden con los planos de referencia en el espacio: frontal, sagital y transversal (Hirt, 1994).

Todos ellos están relacionados entre sí y de lo observado en un plano se puede deducir lo que sucede en los otros, aplicando los modelos biomecánicos (Abboud, 2002). Lo ideal es contar con tres cámaras simultáneas, además de la plataforma de presiones.

i) Estudio frontal posterior.

Es muy común en el ámbito podológico y aporta información especialmente del retropié (McPoil et al, 2000; Zammit et al, 2007). La cámara no se alinea con el propio pie sino con la senda de marcha, para evitar que el pie contralateral obstaculice la grabación (Areblad et al, 1990) excepto cuando el ángulo de Fick sea paralelo o negativo. En este

caso se alinea la cámara con el eje del pie, ya que no habrá obstrucción de la pierna y pie contralaterales. Los datos de las imágenes necesitan ser corregidos.

Las observaciones más interesantes son las siguientes (Fig. 5.9):

- Impacto del calcáneo en el suelo y su apoyo completo, así como el progresivo apoyo del resto del pie, en su cara lateral, incluyendo el contacto de la 5ª AMF.
- Movimiento de eversión e inversión del calcáneo. Esta visualización estará más o menos distorsionada por la perspectiva dependiendo de la inclinación en el plano sagital del calcáneo en cada momento (Fuller E, 2006) y del grado de rotación externa del pie, o ángulo de Fick.
- Despegue del talón.
- Tensión de la cara plantar y secuencia de despegue del antepié.



Fig. 5.9. Cuatro fotogramas del plano frontal posterior visualizadas a través de Kinovea® de un caso de pie plano valgo: contacto con el suelo, apoyo de antepié, despegue de talón sin despegue de AMF y despegue final de dedos. Las dos últimas corresponden a una subdivisión del periodo propulsivo. El contacto de antepié en su cara interna se ha visualizado por el marcador visible de la marca de la 1ª AMF. En caso de falta de referencia horizontal se puede usar la rejilla del programa o la configuración inicial del medidor de ángulos. Los grados medidos son aparentes, no están rectificadas.

ii) Estudio en el plano sagital lateral.

Se hace un estudio lateral del pie. El pasa frente a la cámara. Las imágenes son fidedignas (Fig. 5.10). El proceso es el siguiente:

- La cámara se coloca perpendicular al eje del pie teniendo en cuenta ángulo de Fick.
- El encuadre es mayor que en los casos anteriores para abarcar mayor visión de la pierna y minimizar el riesgo de que se pierda. En este caso se reduce el zoom, en nuestro caso hasta 6 ó 7 aumentos (Ward, 1997).

Las imágenes más significativas son las siguientes.

- Visión de toda la fase de apoyo en su conjunto.
- Posición del tobillo en los distintos momentos de la fase de apoyo.
- Angulación de la pierna con respecto al suelo en los distintos momentos de la fase de apoyo.
- Comportamiento de los dedos.
- Se pueden calcular los tiempos de cada periodo de la fase de apoyo.

En caso de disposición inversa de la cámara, se puede estudiar el lado interno, observando el comportamiento del arco longitudinal interno, incluida la altura del escafoides, y de la IAMF.

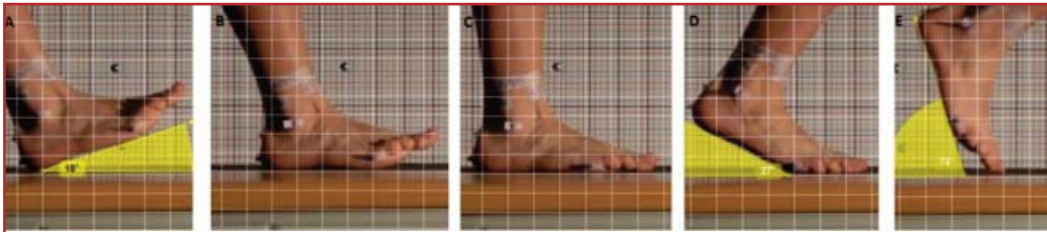


Fig. 5.10. Ejemplo de imágenes del plano sagital de calidad inadecuada. Mal enfocadas -solo se ve con nitidez la rejilla del fondo-, mal encuadradas -se ha perdido una referencia lateral de la pierna para medirla con respecto al suelo y se mantiene mucho espacio bajo el suelo- y mal iluminadas -los límites posteriores están oscuros-. A: contacto de talón; B: apoyo inicial de antepié; C: apoyo total de antepié; D: Inicio de despegue de antepié E: despegue de dedos. No se incluye una importante, el momento del despegue de talón: puede interesar ver el ángulo de la pierna-suelo.

iii) Estudio sagital medial.

Se analice la cara interna del pie. Tiene especial interés para estudiar el ángulo medial y el comportamiento de la IAMF (Munuera et al, 2006). Tiene el inconveniente de la oclusión parcial producida por el avance del pie contralateral. Las imágenes son fidedignas si se coloca la cámara perpendicular al pie, considerando su ángulo de Fick.

iv) Estudio frontal anterior.

Se realiza con el paciente dirigiéndose hacia la cámara (Brunnekreef et al, 2005). La cámara se alinea con el pie, teniendo en cuenta el ángulo de Fick del paciente (Viel, 2002). Las imágenes son fidedignas. Se encuadra desde la mitad de la pierna, debiendo verse el pie completo hasta que despegan los dedos totalmente (Fig. 5.11).

Las observaciones de mayor interés son:

- Contacto del talón en el suelo.
- Descenso del antepié y la tensión de la cara plantar.
- Descenso del escafoides se aprecia por el movimiento de su marca.
- Ángulo de contacto del antepié con el suelo, así como el comportamiento de los dedos al cargar.
- Despegue de talón, perceptible por el movimiento de la marca de los maléolos.
- Comportamiento del despegue digital desde su visión anterior.

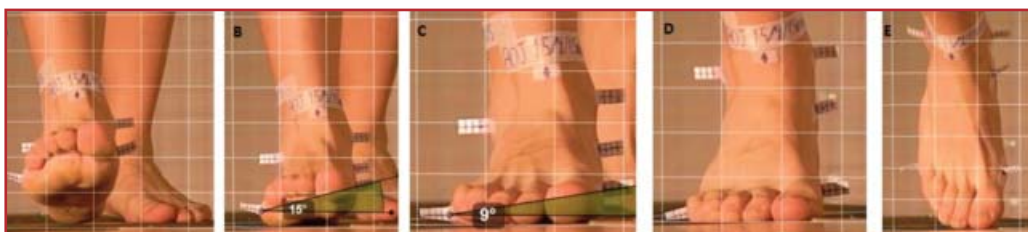


Fig. 5.11. Cinco fotogramas del plano frontal anterior visualizadas a través de Kinovea®. A: contacto; B: contacto inicial de antepié; C: contacto final de antepié (la diferencia de ángulos lo consideramos ángulo dinámico de antepié (6° varo en este caso); D; despegue de retropié (observado por la elevación de las marcas de maléolos y escafoides sin que se eleven las de las AMFs; E: Despegue de dedos. Caso clínico igual al anterior.

vi) Estudios simultáneos.

Para optimizar el resultado del análisis videográfico se debe hacer una grabación simultánea desde al menos uno de los planos frontales y el sagital (Fig. 5.12). Desde el plano frontal se analiza el comportamiento de la articulación subastragalina y del retropié (Hussain y Ansari, 2013) y la toma de contacto del antepié.

Recordamos que para el análisis fiable del movimiento del calcáneo sobre el suelo propuesto en este trabajo, es necesario conocer la posición del pie en el plano transversal – determinado por el ángulo de Fick- y la posición de la cara posterior de retropié en el plano sagital, para lo que será necesario la grabación simultánea desde el plano frontal posterior y desde el plano sagital. De esta forma, se emula el análisis tridimensional. Ya hemos indicado que en caso de no poder disponer de otra cámara para el plano sagital, los datos se pueden obtener a partir de fotos. Otra opción es hacer las grabaciones por separado en las circunstancias similares y usar los datos del plano sagital para el plano frontal, si bien no se puede asegurar la fiabilidad completa con este recurso. Por último queda la posibilidad de usar espejos (George et al, 2010), recurso pendiente de desarrollar por este investigador.

Se han descrito diferentes formas de sincronizar posteriormente las imágenes (Bencke et al, 2012; Zingsem , Gutiérrez-Dávila y Rojas, 2014). En este estudio se propone

aprovechar el primer momento del choque de talón, que puede ser visto desde todos los puntos de vista. Para ello es necesario un programa que permita visionarlos todos en una sola pantalla. Entre otros, se encuentran las diferentes versiones del Adobe Premiere® (Brunnekreef et al, 2005). Kinovea® permite visualizar dos planos a la vez en la opción de pantalla doble.



Fig. 5.12. Análisis combinado del contacto de talón –izquierda- y del contacto de antepié –derecha- visto desde el plano frontal anterior y el plano sagital. Una sola luz ilumina bien el plano frontal anterior y mal el lateral. Eso dificulta la medición de la cara posterior del calcáneo en el plano sagital en ambos momentos, necesario para aplicar el factor de corrección mediante las correspondientes tablas o fórmula.

5.2.1.4. Evaluación de las imágenes.

Una vez obtenidos los datos, hay que procesarlos. Dependiendo de los recursos disponibles, se tienen varias opciones válidas para el fin propuesto.

i) Métodos posibles para procesar las imágenes.

Las imágenes son grabadas en la tarjeta de memoria de la cámara. Hay diferentes formas de verlas, que, siguiendo un orden de menor a mayor complejidad, son:

- Visualización directa: es el modo inmediato; a través de la pantalla de la propia cámara y usando los controles de la misma se pueden apreciar con cierta nitidez las imágenes. Es difícil medir ángulos.
- Visualización a través de monitor: Se puede medir en una imagen congelada con un goniómetro.
- Visualización mediante un ordenador: se necesita un equipo informático dotado de los programas y codes adecuados que permitan visualizar los formatos usados (Diseño de Materiales Multimedia, 2008).
- Las imágenes se pueden analizar directamente en la pantalla.
- Extracción de fotogramas clave. Una fórmula útil es "Imprimir Pantalla" y copiar en la utilidad de Microsoft Windows®, Paint®.
- Uso de un programa de edición de vídeo: Movie Maker®, Adobe Premiere® (Paniagua, 2009), etc.

- Para medir ángulos se puede usar Autocad® (Raveica, Mohora, Raveica y Pena, 2014), eFilm Workstation® (D'amico, Cisilino, Sammartino y Capiel, 2005), Photoshop® (Mastropierro, Ciccarello y Dávila, 2012), Dartfish® (Katayanagi, Lida, Oyama, Ato, Mine, Toumura y Ozeki, 2015) o Kinovea® 0.8.15, (Fig. 5.13) de creación libre, especializado en análisis del movimiento, de amplia implantación en deportes, pero también en Podología (Fruns, 2012).



Fig. 5.13. Interfaz de Kinovea® v.0.8.15, a doble pantalla, comparando la situación del calcáneo y la pierna en el choque de talón y en el inicio del periodo propulsivo. Imagen de prueba. Fuente propia.

Lo importante es obtener los datos de los momentos clave y medir los ángulos básicos, y para eso basta con la cámara, un monitor y un goniómetro.

ii) Sistemática para analizar las imágenes: momentos clave.

Una forma intuitiva de utilizar las imágenes es observar los movimientos y determinar las anomalías de manera estimada. Los datos cualitativos, son clínicamente útiles pero no precisos. Lo óptimo es obtener datos cuantitativos precisos. Interesan dos tipos de información:

- 1) Qué suceso ocurre.
- 2) En qué momento del paso sucede.

Para ello, se definen los momentos clave y se determina que está ocurriendo en ellos. Los momentos clave pueden estar orientados por los límites de los periodos de la fase de apoyo (Seibel, 1988).

En nuestro trabajo proponemos subdividir tanto el periodo de contacto como el periodo propulsivo en dos tiempos, para recoger los momentos en que el antepié empieza a contactar o a despegar, respectivamente, definidos en la Tabla VIII.

Tabla VIII. Momentos clave de la fase de apoyo.

Período de contacto	1º	Contacto de talón (inicio de la fase de apoyo).
	2º	Inicio de contacto de antepié con el suelo (final del primer tiempo del periodo de contacto).
	3º	Contacto completo de antepié con el suelo (final del segundo tiempo del periodo de contacto = inicio del periodo de apoyo medio).
Período de apoyo medio		Periodo entre el final del periodo de contacto e inicio del periodo propulsivo. Los momentos clave son el último de anterior y el primero del siguiente.
Período propulsivo	4º	Inicio de despegue de talón (final del periodo de apoyo medio e inicio del periodo propulsivo).
	5º	Inicio de contacto del antepié (final del primer tiempo del periodo propulsivo).
	6º	Despegue del dedo más largo (final del segundo tiempo y de la fase de apoyo).

Lo más operativo es hacer un análisis cuantitativo de los fotogramas clave, pero no se excluye la observación de la evolución desde un fotograma clave a otro, que también debe ser considerado y registrado en la historia y/o informe biomecánico. Dado que el número de datos a obtener es amplio, el clínico o el investigador debe seleccionar los que más le convengan. En la tabla IX y en las figuras 5.14, 5.15, 5.16, 5.17, 5.18 y 5.19 se indican la mayoría de los que pueden ser útiles.

Tabla IX. Análisis de imágenes en los momentos clave: observaciones.

Contacto talón suelo	Visión posterior	Ángulo calcáneo/suelo.
		Ángulo pierna/suelo*.
		Ángulo pierna/calcáneo*.
		Iniciar cronómetro para periodo de contacto.
	Visión lateral	Ángulo cara/posterior retropié en plano sagital.
		Ángulo pierna/suelo.
		Ángulo pierna/pie.
		Ángulo pie/suelo
	Visión anterior	Tensión de la fascia plantar.
		Actitud del primer dedo, posible hiperextensión.
		Determinar la zona de contacto.
		Deprimibilidad del pániculo adiposo.

Tabla IX. Análisis de imágenes en los momentos clave: observaciones (cont.).

Contacto inicial antepié suelo	Visión posterior	Ángulos calcáneo/suelo, pierna/suelo*, pierna/calcáneo*.
		Altura del escafoides.
	Visión lateral	Ángulo cara posterior retropié en plano sagital.
		Ángulos pierna /suelo; pierna/pie.
	Visión anterior	Secuencia de contacto de antepié con el suelo.
		La actitud del primer dedo.
Carga completa antepié	Visión posterior	Detener cronómetro de periodo contacto. Iniciar cronómetro de periodo de apoyo medio.
		Ángulos calcáneo/suelo, pierna/suelo*, pierna/calcáneo*.
	Visión lateral	Ángulo cara posterior retropié en plano sagital.
		Ángulos pierna /suelo; pierna/pie.
	Visión anterior	Posición de los dedos
		Secuencia de contacto de antepié con el suelo.
Despegue del talón	Visión posterior	Posible descenso del escafoides.
		Detener cronómetro de periodo de medio apoyo. Iniciar cronómetro de periodo propulsivo.
	Visión lateral	Ángulos calcáneo/suelo, pierna/suelo*, pierna/calcáneo*.
		Cara posterior del talón en el plano sagital.
	Visión anterior	Ángulos pierna /suelo; pierna/pie.
		Descenso del escafoides.
Inicio despegue antepié	V. posterior	Posición/rotación de la pierna.
		Ángulo del calcáneo*.
	Visión lateral	Ángulos pierna /suelo; pierna/pie; pie/suelo.
		Posición de los dedos.
	Visión anterior	Aparición de cara medial retropié.
		Movimiento medio-lateral escafoides.
Final despegue antepié	Visión posterior	Posición/rotación de la pierna.
		Ángulo del calcáneo*.
	Visión lateral	Cara medial de retropié.
		Secuencia despegue antepié.
	Visión anterior	Ángulo pie/suelo.
		Posición de dedos.
Final despegue antepié	Visión lateral	Posición/rotación de la pierna.
		Cara medial de retropié.
	Visión anterior	Secuencia de despegue de dedos.
		Detener cronómetro de periodo propulsivo.

*Medidas no totalmente fiables, solo orientativas, mientras no se dispongan de tablas y fórmulas correctoras para los ángulos y condiciones observados en esos fotogramas.



Fig. 5.14. Contacto de talón desde las visiones frontal posterior, sagital y frontal anterior. Los ángulos posteriores son aparentes. Hay que corregirlos aplicando las tablas o fórmula de corrección. Los ángulos sagitales son reales. El del calcáneo con el suelo en el plano sagital (en este caso 4° atrás) indica que la tabla de corrección es la sagital 4° atrás para la medida del calcáneo en el plano frontal posterior. En el plano sagital, midiendo la pierna con el suelo y el pie con el suelo, se obtiene la pierna con el pie.

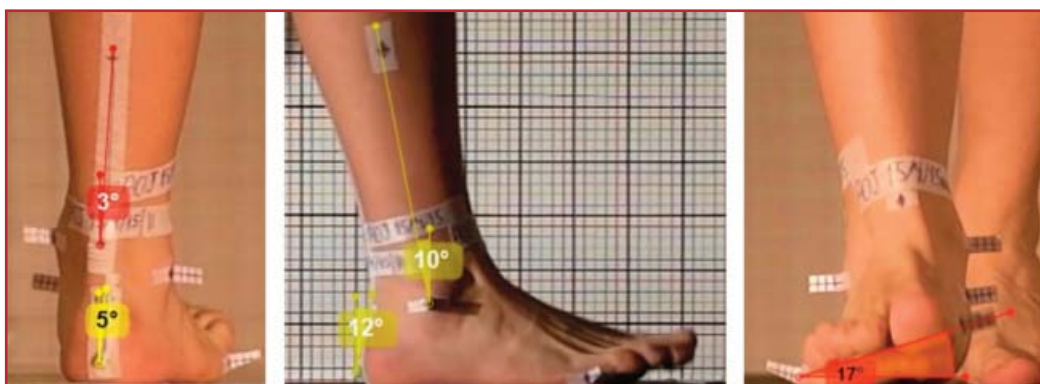


Fig.5.15. Contacto de antepié con el suelo (inicio del contacto de antepié, final del primer tiempo del periodo de contacto). Los grados de retropié son aparentes. Los grados en el plano sagital son reales si se cumplen las reglas de fotografía ortogonal. En la visión anterior, el ángulo medido corresponde al primero que hay que medir para hallar el ángulo dinámico de antepié (Espinosa I, 2009).

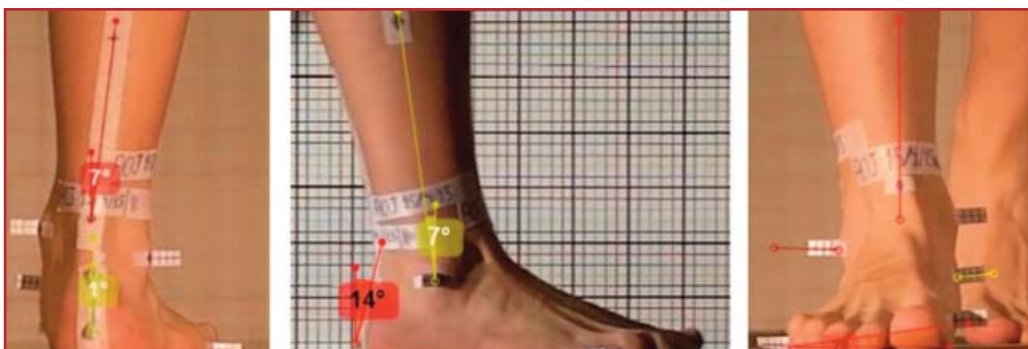


Fig.5.16. Carga completa del antepié (final del segundo tiempo del periodo de contacto). Los ángulos posteriores no son reales. Los laterales son reales. El de la cara posterior del calcáneo en el plano sagital de 14° adelante empezó siendo de 4° atrás, luego 12° adelante. Sirve para aplicar la tabla correspondiente a la corrección de los ángulos de la cara posterior o la fórmula de corrección. En el antepié, si a los 17° varo con que este contacta con el suelo se le restan los 7° varo que tiene cuando ha apoyado totalmente, queda un ángulo dinámico de antepié de 10° varo.

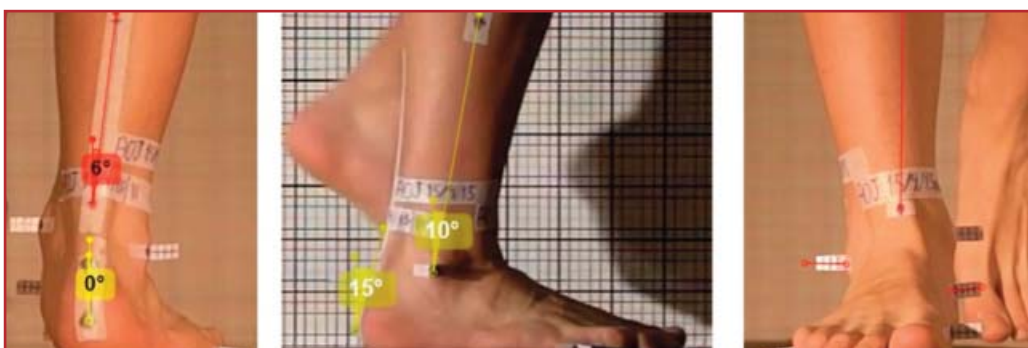


Fig. 5.17. Inicio de despegue de talón. Los ángulos posteriores siguen no siendo fiables. En la visión lateral, el tobillo despegue con 10° de flexión dorsal relativa. Se marcan la referencia de la pierna, del maléolo externo, de la 5ª AMF y del tubérculo del escafoides para seguir los movimientos posteriores.

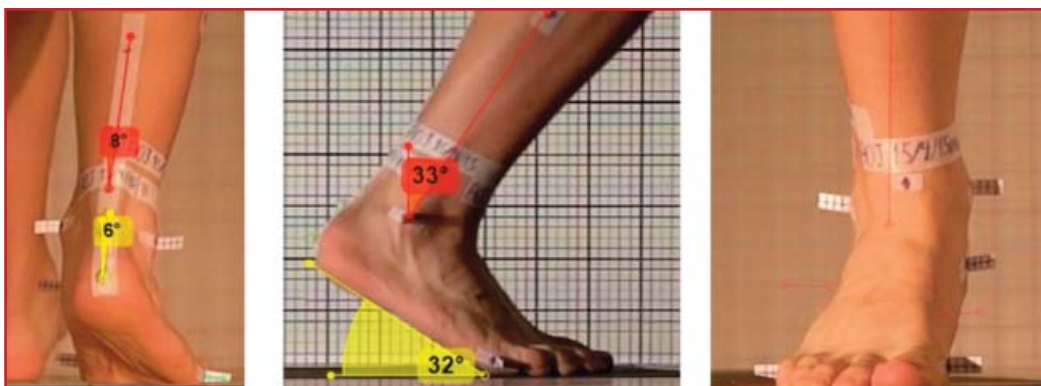


Fig. 5.18. Inicio del despegue del antepié (final del primer tiempo del periodo propulsivo). Tensión de la piel plantar, tobillo a 1° de flexión dorsal relativa, desplazamiento interior de la pierna.

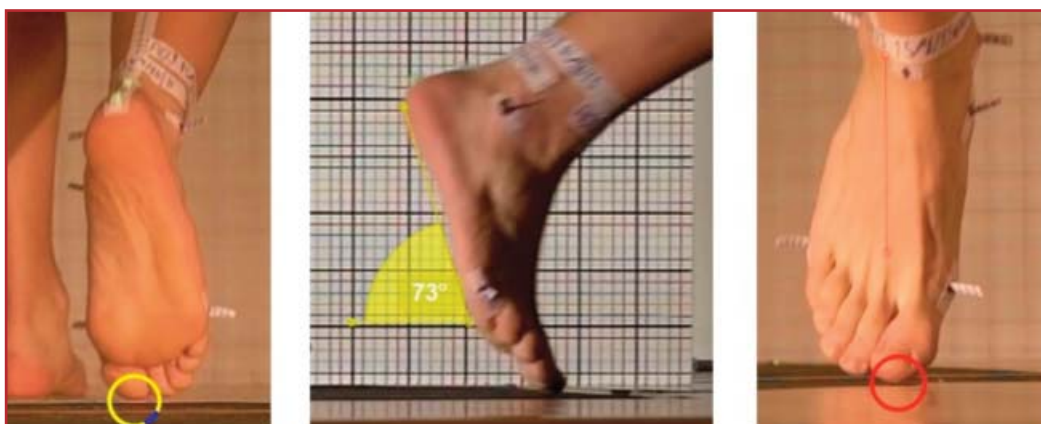


Fig. 5.19. Despegue de antepié. Interesa ver el comportamiento de los dedos.

5.2.1.5. La medición de ángulos.

Cómo se ha insistido anteriormente, las imágenes obtenidas son una representación no siempre fiel de la realidad. En relación con su geometría, hay que recordar una realidad evidente y constatada: aquellas imágenes que se han captado en un plano perpendicular al eje de la cámara, realizadas desde una distancia no cercana -en nuestro caso al menos 2.75 metros- y con teleobjetivo en posición tele, ha presentado un alto grado de fidelidad, en tanto que se ha obtenido una imagen ortográfica, o muy cercana a ella (Rathleff et al, 2010).

Así mismo, cuando las desviaciones se dan en un solo plano y sobre todo si son de escasa cuantía, la alteración del dato es tan pequeña que se puede despreciar. Para obtener esta perpendicularidad no hay que olvidar la altura de la cámara, que debe ser la misma que la de la acción a grabar si esta se produce en un plano frontal o sagital puro.

5.2.1.6. La medición del tiempo.

Este valor no presenta problemas cuando se usa el contador de fotogramas de un editor de vídeo. Ello es posible por dos circunstancias:

- 1) En el editor de vídeo cada fotograma está identificado en segundo y número fotograma (en cada segundo hay 25 fotogramas en el sistema europeo PAL). Cuando el editor de vídeo importa el fichero conteniendo imágenes ralentizadas de la cámara, le asigna a cada fotograma la numeración que le correspondería al tiempo en cámara lenta. Para saber cuánto tiempo pasa entre un momento y otro, solo hay que contar los fotogramas que transcurren entre ellos y multiplicar por 3.33, en el caso de nuestro estudio. Este multiplicador resulta de dividir 1000 milisegundos entre 300 fotogramas por segundo, velocidad a que se ha programado la cámara para captar imágenes.
- 2) Si se usan los nuevos programas de análisis de imágenes en movimiento, como es el caso de Kinovea®, estos tienen un cronómetro –contador de fotogramas– que se puede activar en el fotograma donde se quiere iniciar el conteo y se puede detener en el fotograma que se quiere terminar este. Para que sea exacto, hay que introducir en las opciones del contador el número de fotogramas por segundo a los que está grabada la acción (25, 30, 50, 60, 100, 250, etc.). De la misma manera que en el editor de vídeo, se multiplican los fotogramas contados por los milisegundos a que corresponde a cada fotograma.

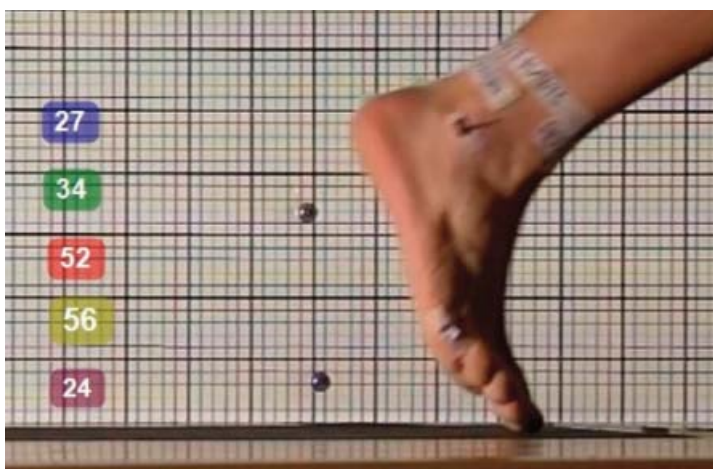


Fig. 5.20. Contador de tiempo del programa Kinovea®. Se han introducido 6 contadores, correspondientes a cada una de las subdivisiones del periodo de apoyo medidas. La cifra corresponde al número de fotogramas empleados en el tiempo medido. Se han grabado a 300 fotogramas por segundo, luego cada fotograma dura 3.33 ms. El resultado será: primer tiempo del periodo de contacto, 27= 89.91 ms; segundo tiempo del periodo de contacto, 34= 113,22 ms; periodo de apoyo medio, 52=173,16 ms; primer tiempo de periodo propulsivo, 56=186,48 ms; segundo tiempo del periodo propulsivo 24=79,92 ms.

5.2.2. Experimento in vitro para el análisis de la distorsión por la perspectiva.

Lo expuesto anteriormente describe la primera parte del conjunto del trabajo: establecer un protocolo de análisis cinemático enmarcado en un estudio biomecánico más completo que incluye parámetros obtenidos en estática. Esta fase ha sido necesaria porque es preciso definir la sistemática general de trabajo que ha de usar el clínico o el investigador. No tiene sentido generar un experimento posterior si no está desarrollado el marco donde se van a aplicar sus resultados.

Además, el experimento posterior requiere unas condiciones muy precisas que derivan del protocolo donde se va a aplicar, que han de ser definidas por este. Así pues, esta tesis no tiene sentido si no se desarrollan ambas fases: la elaboración del protocolo y el desarrollo del experimento in vitro.

Sustancialmente, el método de análisis real con pacientes consiste en aprovechar la capacidad que tiene los equipos de grabación a alta velocidad para congelar la imagen en momentos clave precisos y poder analizar determinados parámetros en los fotogramas congelados. En la marcha real es muy difícil detener el movimiento del sujeto estudiado para analizar directamente sobre el pie un determinado parámetro. Si se intenta hacer, no hay seguridad de que el gesto del pie quieto corresponda al gesto real en el instante de la marcha que se intenta representar. De hecho, el primer intento de congelar un gesto se hizo con el pie real de un sujeto pero se vio que no era viable, por lo que el estudio previo para elaborar las tablas había que hacerlo sobre un simulador, al igual que lo hizo en su trabajo Ugbolue et al (2013). Ello ha obligado a realizar el experimento in vitro.

En el siguiente apartado se plantea el problema de la cuantificación de las posiciones del calcáneo, la solución propuesta y la validación realizada.

5.2.2.1. Condiciones del análisis desde el plano frontal posterior. La falta de perpendicularidad.

Aún pecando de reiteración, conviene recordar que en la medición de la cara posterior del talón surgen dos problemas, ya anticipados en capítulos anteriores:

- a) Durante el contacto de talón, su cara posterior -la que se va a analizar- estará inclinada hacia detrás, como corresponde al periodo en que el antepié está aún elevado. Por contra, antes del despegue estará inclinada hacia delante, ya que la morfología del pie es así de manera natural. Una vez ha despegado el talón se pierde la referencia del suelo por lo que, en principio, los datos obtenidos solo serán orientativos (Fig. 5.21).

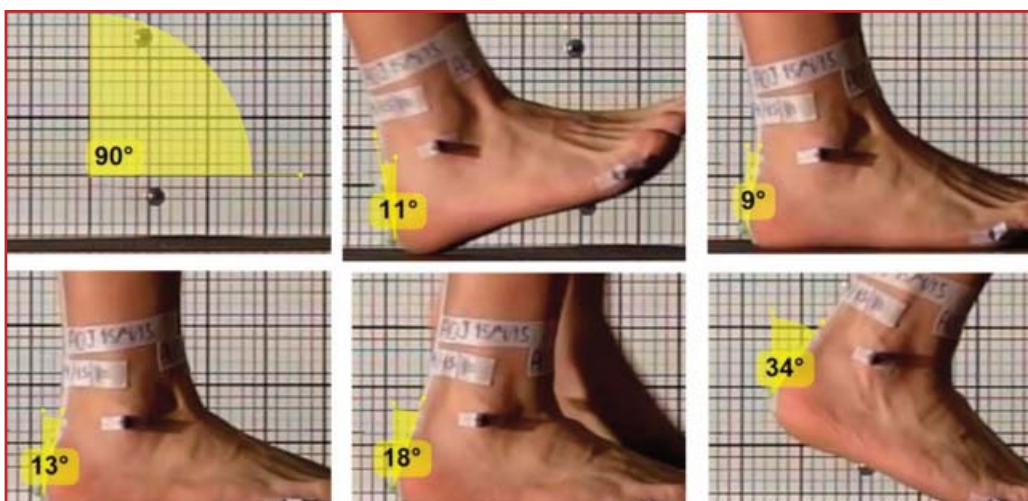


Fig. 5.21. La cara posterior del calcáneo adopta varias inclinaciones en el plano sagital, hacia atrás en el inicio del periodo de contacto y hacia adelante en el periodo de medio apoyo y en el propulsivo. Tomas sagitales 11° atrás, 9° adelante, 13° adelante, 18° adelante, y 34° adelante. La imagen de 90° es un test para asegurar que la imagen es ortogonal, comprobando que coincide el ángulo medido con las cuadrículas rectangulares de la rejilla. La última medición -34° adelante-, ya con el talón elevado, excede del rango estudiado, diseñado para mediciones con el retropié en apoyo.

b) Por otro lado, si el pie mantiene la rotación externa habitual de 15°, por ejemplo, habría que desplazar el punto desde donde se graba esos 15°, igual que se habría hecho si se graba desde delante o desde el lateral, para tratar de colocar la cámara perpendicular al plano frontal del retropié. Con esto, la cámara se situaría siguiendo el eje del pie. Pero el problema es que el pie contralateral se interpone en la línea de visión en su fase de vuelo, ocluyendo la visión de momentos importantes del comportamiento del retropié en estudio. Esto obliga a colocar la cámara en el eje de marcha, es decir que tendrá una angulación de 15° con respecto a la visión perpendicular del retropié, en vez del eje del pie. Este problema no se da si el ángulo de Fick es o ó está invertido –marcha con las puntas hacia adentro- en cuyo caso se puede colocar la cámara siguiendo la línea del pie sin que el otro pie altera la visión (Fig. 5.22).

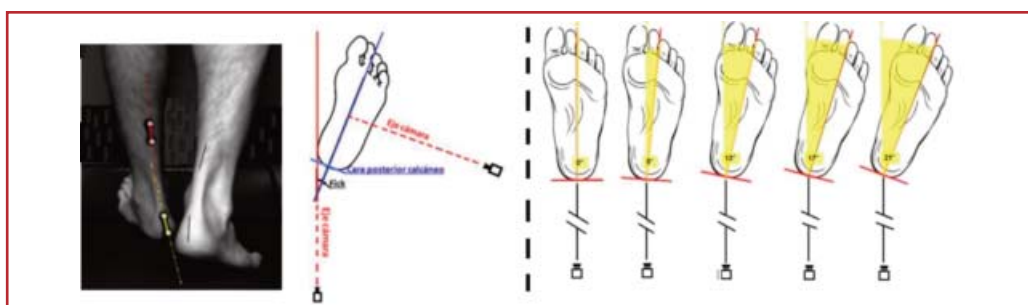


Fig. 5.22. La imagen que capta la cámara posterior está influenciada por el ángulo del pie con la línea de marcha en el plano transversal. La cámara lateral debe colocarse perpendicular al pie, no a la línea de marcha.

La suma de ambas angulaciones -en el plano sagital y en el plano transversal- distorsiona la imagen de manera importante, llegando a existir hasta 7° de diferencia entre el ángulo real y el aparente en los casos donde ambas distorsiones se suman y son mayores.

La detección, identificación y solución de este problema constituye el otro núcleo de este trabajo.

Desde un punto de vista teórico, la cuestión se podría abordar desde las Matemáticas, con cálculos trigonométricos o desde el Dibujo Técnico, con desarrollo de abatimientos. También se podrían aplicar algoritmos del tipo de la Transformación Lineal Directa (Direct Linear Transformation, DLT), que trata de obtener datos tridimensionales a partir de imágenes bidimensionales, de uso inicial en la arquitectura (Romero, García, Delgado y Cardenal, 1999).y que se siguen aplicando ampliamente al análisis de la marcha (Wang, Li, Zhang y Song, 2014). Esos sistemas resuelven las distorsiones ópticas relacionadas con la distancia focal, pero dudosamente podrían suplir la falta de datos tridimensionales. Además, obligan a un proceso más complejo tras la toma de las imágenes que requieren herramientas y conocimientos especializados de otras disciplinas.

5.2.2.2. Diseño del estudio.

Siguiendo a Argimón (2009) en la catalogación científica de este trabajo se define por los siguientes conceptos:

- Por el propósito de la investigación, esta es aplicada en tanto pretende que sus resultados resuelvan problemas concretos en la práctica clínica. No obstante se fundamenta, como todo saber científico, en conceptos de ciencias básicas. Asimismo, puede considerarse analítica, ya que evalúa la relación entre causas y efectos.
- Secuencialmente es atemporal, dado que no hace un seguimiento en el tiempo de la evolución de las variables.
- Por la metodología y medios usados, se trata de una investigación experimental, en tanto que se han podido manipular las variables usadas y el entorno del desarrollo ha sido un laboratorio de biomecánica donde se ha realizado un experimento in vitro.
- El estudio es prospectivo, ya que se provee de datos no obtenidos con anterioridad al proyecto.

5.2.2.3. La muestra.

Este campo, tradicional en los estudios típicos en ciencias de la salud, tiene aquí una connotación especial pues no se ha trabajado con un sector de la población humana, sino con rangos de posiciones teóricas de determinados segmentos corporales durante la

marcha, en este caso las posiciones del pie.

Una cuestión esencial era determinar la amplitud de rangos sobre los que se querían hacer estos estudios, tanto del plano sagital como del plano transversal y frontal, lo que equivale a calcular el tamaño de la muestra. En este caso no cabe proceder como en los estudios directos sobre seres vivos donde se puede afirmar que el tamaño de la muestra va en función de la dispersión de los datos a obtener. Los criterios a tener en cuenta en este caso son de interés clínico. Los rangos de posiciones que se quieren contemplar para abarcar el mayor número de situaciones posibles, teniendo en cuenta las tres variables empleadas:

- i) Ángulo de inclinación de la cara posterior de retropie hacia adelante o hacia atrás: plano sagital.
- ii) Ángulo de la marcha o de Fick: plano transversal.
- iii) Ángulo de inclinación del calcáneo en varo o en valgo: plano frontal.

Plano sagital.

Los ángulos a determinar del plano sagital corresponden, como se ha comentado reiteradamente, a la inclinación de la cara posterior del calcáneo hacia atrás cuando hace el contacto de talón con el suelo, en el que el pie mantiene la parte anterior elevada y por lo tanto la parte posterior está inclinada hacia atrás. El grado de inclinación depende de la longitud de la zancada en relación a la altura del individuo y a la configuración del propio calcáneo. Cuanto más bajo el individuo y más larga la zancada mayor será la inclinación.

La inclinación hacia adelante depende de la natural morfología de la cara posterior del retropie, que se haya inclinada hacia adelante cuando el pie apoya en el suelo, y de posibles movimientos de flexión plantar del calcáneo. Dicha inclinación aumenta cuando se eleva el calcáneo, pero este estudio no contempla analizar ese último periodo de manera cuantitativa. Para cubrir estas inclinaciones se estimó 20° hacia atrás y 20° hacia adelante.

El estudio de los ángulos en el plano sagital, como el resto de los ángulos, está previsto para su aplicación en el retropie pero abren la puerta para ser aplicados en el análisis de la inclinación de la tibia -ángulo de la tibia- para lo que hay que contemplar las desviaciones en este plano sagital.

Plano transversal.

Los ángulos del plano transversal corresponden a los ángulos de Fick abiertos, que son los que presentan problemas para la grabación desde el plano frontal posterior. La apertura fisiológica es de 15° por cada pie, pero inicialmente se tuvo en cuenta que pueden haber ángulos mayores cuando la torsión tibial externa es mayor o cuando existe

una anomalía en la cadera del tipo de retroversión de cuello femoral (Losa ME, Salvadores P, Sáez A, 2009). Por ello, se decidió considerar inicialmente hasta 45° de apertura posible de Fick, ángulo que contemplaría casi todos los casos clínicos posibles.

Posteriormente se redujo a 20°, debido a la magnitud de datos a manejar y a que otros estudios indican que el ángulo de Fick habitual es menor que lo descrito anteriormente (Lafuente, Munuera, Domínguez, Reina y Lafuente, 2011), encontró una rotación externa media de 10,66°.

Plano frontal.

En el plano frontal, el principal parámetro a medir es el ángulo del calcáneo con respecto al suelo, del que derivan la PNCA y la PRCA. Se considera que la ASA tiene un rango de supinación de doble magnitud que la pronación pero en la práctica clínica es más frecuente que aparezcan PRCA en valgo que en varo. Se han establecido valores medios en adultos de 6° valgo, con rangos de 1° varo a 14° valgo y en niños de 5.6° valgo, con rangos de 6° varo a 12° valgo (Sobel, Levitz, Caselli, Tran, Lepore, Lilja y Wain, 1999). Considerando la experiencia clínica y la evidencia científica reportada, se planteó estudiar un rango desde 10° varo hasta 15° valgo, entendiendo que desviaciones mayores son poco frecuentes.

5.2.2.4. Aspectos éticos.

Autorización de Comités Éticos.

Dada la naturaleza de este trabajo, donde no intervienen sujetos humanos reales y cuyos fines son la investigación aplicada al diagnóstico clínico con fines terapéuticos, no se contraviene ninguna prescripción ética ni se requiere en principio supervisión de comités éticos.

Este trabajo se ha basado en un estudio de laboratorio en el que no se usan sustancias biológicas o químicas peligrosas ni procedimientos que entrañen riesgo para los que los realizan.

Conflicto de Intereses.

Si bien se publicitan indirectamente determinados equipos, no hay conflicto de interés con entidades externas al ámbito universitario, dado que también se daría a conocer cualquier otro material que cumpliera los requisitos necesarios para este estudio. De hecho, se ofrecen alternativas a los equipos usados. Tampoco se percibe compensación alguna por parte de los fabricantes o distribuidores de dichos productos.

5.2.2.5. Variables.

Tipificación de las variables.

En el plano frontal se obtiene el ángulo aparente medido en la fotografía para, mediante la consideración de los datos de inclinación atrás o adelante y el ángulo de Fick, γ , posteriormente, la aplicación de tablas o fórmula de corrección, obtener el ángulo real. Por lo tanto las variables tiene las siguiente consideración:

i) Variables independientes:

- Inclinación en el plano sagital.
- Ángulo de Fick.
- Ángulo aparente (fotografiado).

ii) Variable dependiente: ángulo real.

5.2.2.6. Protocolo de mediciones.

En este apartado referiremos la metodología empleada finalmente y los intentos previos para diseñar esta.

Primeros intentos de obtener datos.

Se llevaron a cabo varios intentos de desarrollo de un modelo artificial que fue progresivamente perfeccionándose, cuya síntesis relatamos a continuación.

Inicialmente se intentó usar como modelo el pie real del investigador en estática, para medir el ángulo del calcáneo con el suelo, fotografiarlo y medir el mismo ángulo en la foto. Esto resultaba complicado por el número de posiciones en que había que colocarlo y la dificultad de mantener el pie en posiciones que simulaban la dinámica. Además no había seguridad de que la posición fuera la predeterminada.

Por ese motivo se decidió realizar el experimento in vitro. Se preparó un pie de escayola sobre el que se hicieron numerosas fotos seriadas en distintas posiciones. Resultó poco preciso y de difícil colocación con el ángulo adecuado, por lo que también se desestimó (Fig. 2.23).



Fig. 5.23. Intento fallido de llevar a cabo el estudio previo fotografiando un molde de escayola de una pierna y pie colocado en las distintas posiciones mediante una base arcillosa.

Se optó a continuación por un modelo que representaba el calcáneo -una barra de PVC anclada en una base arcillosa que simulaba la forma de la planta de pie-. Fue mejor pero también era lento e impreciso, pues había que manejar un goniómetro externo para colocar los ángulos.

Procedimientos definitivos.

Se diseñó un dispositivo, que denominamos “simulador goniométrico triplanar articulado”, similar al expuesto en el apartado de material . En su primera versión sustituía el goniómetro frontal fijo por un fiel móvil dotado a su vez de un goniómetro en la parte inferior para ajustar los grados en el plano frontal (fig. 5.5). La finalidad era ajustarlo en unas medidas concretas, fotografiar el modelo en las mismas condiciones ópticas que en la medición con el paciente real, medir los ángulos obtenidos en las fotos y comparar ambas series (Fig. 5.24).

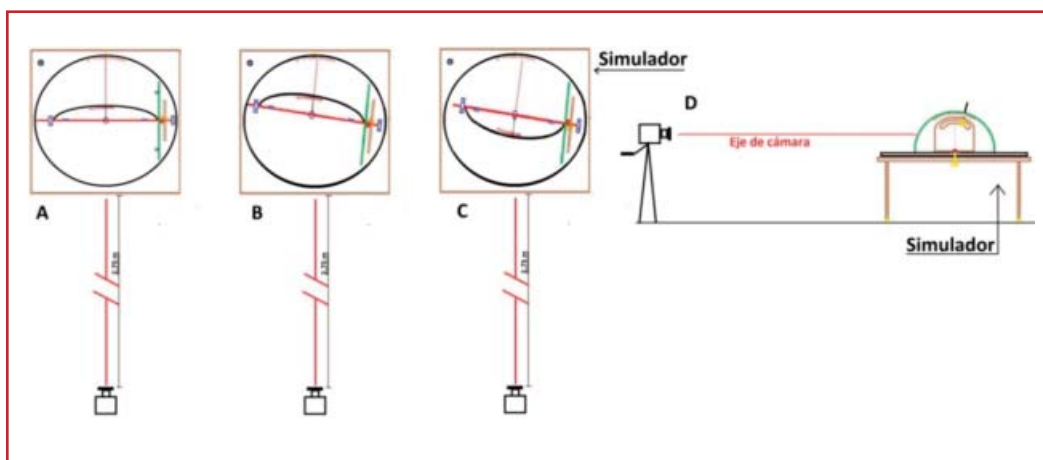


Fig. 5.24.- Esquema de colocación del simulador con respecto a la cámara. Esta se alineó con el dispositivo, al cual se le va variando la posición de los goniómetros para tomar las sucesivas series de fotos. En A, está colocado en varios grados hacia delante en el plano sagital y en 0° en plano transverso. En B está colocado en los mismos grados hacia adelante pero en varios grados abierto en el plano transverso. En C está colocado de la misma posición que el anterior en el plano transverso pero con la inclinación del plano sagital hacia detrás. En D se muestra la colocación vista desde el lateral. El eje de cámara debe quedar horizontal y a la altura del centro del elemento en estudio en este caso el fiel o el goniómetro del plano frontal.

Se evidenció un problema cuando se calculó que para crear las tablas completas del proyecto inicial habría que hacer ($41 \times 26 \times 45$) 47.970 mediciones, cifra que resulta de lo siguiente:

- i) 41 tablas al estudiar las posiciones posibles del calcáneo en el plano sagital: 20° hacia atrás, la posición 0° más 20° hacia delante.
- ii) Cada tabla contendría 45 filas correspondientes a los ángulos de Fick que se consideró máximo -torsión tibial de 0° a 45° en el plano transversal y 26 columnas correspondientes a un rango de 15° valgo a 10° varo.
- iii) Cada tabla contendría 1.170 datos, que multiplicado por las 41 tablas, resultarían los 47.970 datos.

Para resolver lo que en principio se consideró difícilmente abarcable de la tarea se tomaron las siguientes decisiones.

- i) Se redujo el número de filas de cada tabla de 0° a 45° Fick a de 0° a 20° Fick, justificado por la normalidad de este parámetro (Calzadilla V, Castillo I, Blanco J, González-Martínez E, 2002; Lafuente et al, 2011) con lo cual, el número total de datos se redujo a 21.320. Cada tabla tendría 520 datos (20 filas de ángulo de Fick por 26° en el plano frontal).
- ii) Se hizo una prueba con la tabla 20° atrás para ver la regularidad de los datos y se observó que el incremento o disminución era regular para cada grado varo o valgo a medida que se iba modificando el ángulo de Fick. Esto permitió obtener los datos extremos e interpolar los intermedios para el resto de las tablas. Por ejemplo: para calcular los ángulos aparentes de 15° valgo en los distintos ángulos de Fick no habría que fotografiar todas las posiciones si no solo la posición ángulo de Fick 0° y la posición 20° .
- iii) En principio se empezó a hacer la interpolación manualmente, pero después se programaron unas tablas con el programa Office Excel® para que realizara las interpolaciones automáticamente, introduciendo los datos extremos aludidos. El tipo de interpolación fue lineal, dada la regularidad de los datos.
- iv) Se rediseñó el simulador para dotarlo de un goniómetro que sustituyese a la aguja móvil que representa el calcáneo, de modo que en una sola foto se tenía los 26 ángulos del plano frontal. Con ello se consiguió que en 82 fotografías se pudieran contener los 2.132 datos (82 fotos \times 26 ángulos posibles en el plano frontal).

ANÁLISIS FOTOGRÁFICO DEL SIMULADOR GONIOMÉTRICO ARTICULADO. REGISTRO DE DATOS

	15°	14°	13°	12°	11°	10°	9°	8°	7°	6°	5°	4°	3°	2°	1°	0°	-1°	-2°	-3°	-4°	-5°	-6°	-7°	-8°	-9°	-10°
Fick																										
0°																										
20°																										
Fick																										
0°																										
20°																										
Fick																										

Fig. 5.25. Detalle del formulario de registro de datos para elaborar las tablas. En la fila de arriba figuran los grados en el plano frontal a los que se coloca el simulador y en las filas inferiores los ángulos del plano frontal medidos, correspondientes a los ángulos del plano Fick de 0° y 20°. Cada dos filas sirve para una tabla.

v) Se elaboraron 41 tablas a partir de 52 mediciones en cada tabla –las posiciones 0° y 20° del ángulo de Fick- (Fig. 2.25). El resto de los datos resultaba de interpolar en cada caso los valores entre el ángulo de Fick 0° y el ángulo 20°. En cada foto van incluidos los 26° de varo/valgo y 0°. Esto permitió mayor precisión en las mediciones y más rapidez en el proceso, si bien, lógicamente hubo que medir los 2.132 ángulos, uno a uno, con la herramienta Medición del programa Photoshop® y también hubo que introducir todos los datos en las tablas preparadas para la interpolación del programa Excel®.

La sistemática de recogida de datos que fue la siguiente.

- i) Se colocó el simulador en un punto estable, nivelado y bien iluminado.
- ii) Se colocó la cámara en línea con el simulador, a la misma altura de este, con su eje horizontal, paralelo al suelo a 2.75 m de distancia. El zum se ajustó a 8x. Si todos los goniómetros del simulador estuvieran ajustados a 0°, el del goniómetro del plano frontal debería quedar perpendicular al eje de la cámara.
- iii) Se ajustó el goniómetro sagital (supuesta inclinación de la cara posterior del calcáneo en este plano) del simulador a 20° atrás y el goniómetro transversal (supuesto ángulo de Fick) en 0°. Se hizo una fotografía bien iluminada y enfocada, encuadrada en el goniómetro del plano frontal que contenía todos los ángulos que nos interesaban en ese plano (desde 10° varo a 15° valgo).
- iv) Se movió el goniómetro transversal que pasa de 0° a 20° y se tomó una nueva foto. Ya tendríamos en las fotos 52 datos extremos, 26 de 0° de transversal y 26 de 20° de Fick, todos pertenecientes a la angulación sagital 20° atrás. Con estos datos se podía confeccionar la primera tabla que correspondió lógicamente a la inclinación 20° atrás (plano sagital).

v) Posteriormente se movió el goniómetro del plano sagital que pasó de 20° atrás a 19° atrás, y se volvieron a tomar las dos fotos correspondientes al plano transversal (uno a 0° y otro a 20°).

vi) Sucesivamente se repitió el proceso en todos los ángulos del plano sagital.

vii) Cuando se hubieron obtenido todas las fotos, se midieron los ángulos de interés (desde 15° valgo a 10° varo en el plano frontal) mediante un programa informático, en nuestro caso con la herramienta medidor de ángulos de Photoshop®.

viii) Con los datos que se obtuvieron se elaboró una tabla para cada plano sagital, donde se ponen en la primera fila los ángulos del plano frontal medidos correspondientes al ángulo de Fick 0° y en la fila 20 los correspondientes al ángulo de Fick 20°, todos lógicamente pertenecientes al ángulo sagital correspondiente: 20° atrás, 19° atrás, 18° atrás (...) 19° delante, 20° delante.

ix) Como las tablas están diseñadas para realizar la interpolación lineal de los distintos ángulos de Fick intermedios entre 0° y 20°, no hace falta más que medir estos, ya que los intermedios se obtienen automáticamente. A pesar de este ahorro el trabajo fue laborioso.

SAGITA 19° ATRÁS Valgo / Varo

Tabla de inclinación 19° atrás

FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,7	14,7	13,7	12,7	11,6	10,5	9,5	8,4	7,3	6,3	5,3	4,2	3,1	2,1	1,1	0,0	-1,1	-2,1	-3,2	-4,2	-5,2	-6,3	-7,4	-8,4	-9,5	-10,6
1	16,0	15,0	14,0	12,9	11,8	10,7	9,6	8,5	7,4	6,4	5,4	4,3	3,2	2,2	1,2	0,1	-0,8	-1,8	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-7,0	-8,0	-9,1	-10,2
2	16,2	15,2	14,3	13,2	12,1	11,0	9,9	8,8	7,7	6,7	5,7	4,6	3,5	2,4	1,4	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,8	-9,9
3	16,5	15,5	14,5	13,5	12,5	11,4	10,4	9,3	8,2	7,2	6,2	5,2	4,1	3,1	2,1	1,0	-0,1	-1,1	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,3	-7,3	-8,4	-9,5
4	16,8	15,8	14,8	13,7	12,7	11,7	10,7	9,6	8,5	7,6	6,6	5,5	4,4	3,4	2,4	1,3	0,3	-0,7	-1,8	-2,8	-3,8	-4,9	-5,9	-6,9	-8,0	-9,1
5	17,1	16,1	15,1	14,0	13,0	12,0	11,0	9,9	8,9	7,9	6,9	5,8	4,8	3,8	2,8	1,7	0,6	-0,4	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,6	-6,6	-7,7	-8,8
6	17,3	16,3	15,4	14,3	13,3	12,3	11,3	10,2	9,2	8,2	7,2	6,1	5,1	4,1	3,1	2,0	1,0	0,0	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,2	-6,2	-7,3	-8,4
7	17,6	16,6	15,6	14,6	13,6	12,6	11,6	10,5	9,5	8,5	7,5	6,4	5,4	4,4	3,4	2,3	1,3	0,3	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,9	-8,0
8	17,9	16,9	15,9	14,9	13,9	12,9	11,9	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,5	-5,5	-6,6	-7,6
9	18,1	17,1	16,2	15,2	14,2	13,2	12,2	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,0	2,0	1,0	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,2	-7,3
10	18,4	17,4	16,5	15,5	14,5	13,5	12,5	11,4	10,4	9,5	8,5	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,8	-4,8	-5,9	-6,9
11	18,7	17,7	16,7	15,7	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,8	8,8	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,5	-6,5
12	18,9	17,9	17,0	16,0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,1	9,1	8,0	7,1	6,1	5,1	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,1	-6,2
13	19,2	18,2	17,3	16,3	15,3	14,3	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,8	-5,8
14	19,5	18,5	17,6	16,6	15,6	14,6	13,6	12,6	11,6	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,4	-5,4
15	19,8	18,8	17,9	16,9	15,9	14,9	13,9	12,9	12,0	11,0	10,0	9,0	8,1	7,1	6,1	5,0	4,1	3,1	2,1	1,1	0,0	-0,9	-1,9	-2,9	-4,0	-5,1
16	20,0	19,0	18,1	17,2	16,2	15,2	14,2	13,2	12,3	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,5	-1,5	-2,5	-3,7	-4,7
17	20,3	19,3	18,4	17,4	16,4	15,4	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,2	-1,2	-2,2	-3,3	-4,3
18	20,6	19,6	18,7	17,7	16,7	15,7	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,7	-0,2	-1,2	-2,2	-3,3	-4,3
19	20,8	19,8	18,9	18,0	17,0	16,1	15,1	14,1	13,2	12,3	11,3	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,6	-3,6
20	21,1	20,1	19,2	18,3	17,3	16,4	15,4	14,4	13,5	12,6	11,6	10,6	9,7	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,9	-0,1	-1,1	-2,2	-3,2

Interpolación Lineal

Fig.5.26. Ejemplo de una de las 42 tablas, la sagital 19° atrás. En resaltado, los valores realmente medidos, los intermedios son producto de la interpolación. Esta tabla se tendría que aplicar en caso de medir la cara posterior del retropié inclinada hacia atrás 19°, por ejemplo, en el choque de talón. Por ejemplo, el podólogo sabe que el paciente camina a 14° de Fick y que el calcáneo está inclinado 19° atrás -porque lo ha medido en el plano sagital correspondiente de este momento-. En el fotograma el calcáneo ha medido 17° valgo. Busca en la tabla 19° atrás y en la fila del ángulo de Fick 14° el valor que más se aproxima a 17° (es el 17.6°) que está en la columna correspondiente a 13° positivos, luego el ángulo que en el fotograma mide 17° corresponde realmente a 13° valgo.

Aplicación de las tablas.

Culminado ya el proceso anterior, se contaba con las tablas de corrección que permiten obtener los grados de varo valgo real del calcáneo a partir del aparente medido en la fotografía, conociendo la inclinación hacia atrás o adelante del calcáneo y el ángulo de Fick.

El procedimiento a seguir en la exploración sería localizar el momento clave congelando la imagen obtenida del vídeo, medir su ángulo aparente, localizar la tabla y la fila correspondiente a la inclinación antero-posterior y al ángulo de Fick, mirar el ángulo más próximo al aparente en la fila correspondiente y establecer así el ángulo real (Fig. 5.26).

En caso de usar la fórmula de regresión elaborada posteriormente, solo habría que aplicar esta introduciendo las variables independientes y obteniendo la dependiente.

El siguiente sería un ejemplo de aplicación de las tablas o de la fórmula de regresión (Fig. 5.27).

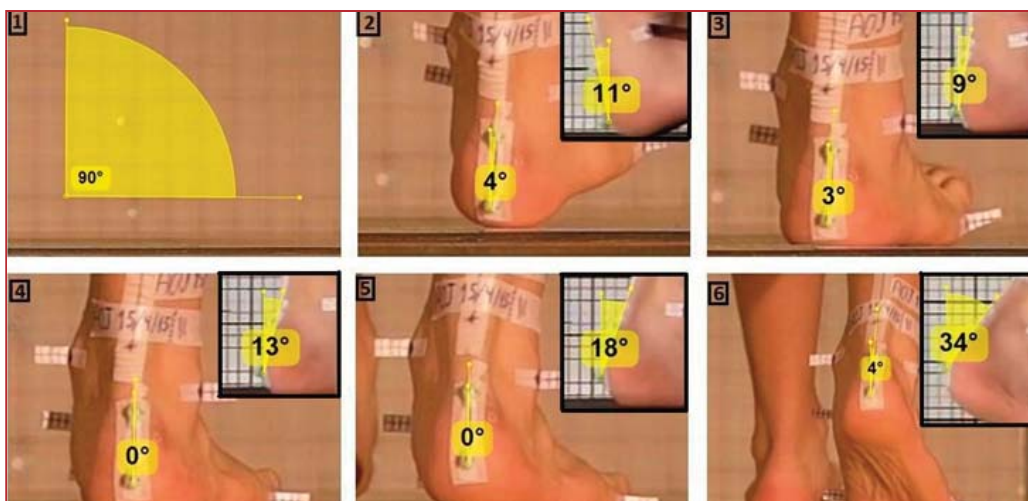


Fig. 5.27. Ejemplo de aplicación de tablas o fórmula de regresión. Las imágenes 2, 3, 4, 5 y 6 corresponde a una serie de mediciones del plano frontal aparente a las que se le han incluido en el recuadro la imagen sagital del retropié de ese instante. Con los datos de la imagen posterior, de la lateral y del ángulo de Fick, en este caso de 15°, se puede rectificar el ángulo aparente, distorsionado por la perspectiva, y conocer el ángulo real.

Para el caso de la figura 5.27, que corresponde a un ángulo de Fick de 15° externo, los datos reales de cada uno de los momentos claves analizados serían los mostrados en la tabla X.

Tabla X. Ejemplo de aplicación de tablas de corrección o fórmula de regresión.					
Foto	Momento clave	Sagital	Fick	Aparente	Real
1	Choque de talón	11° atrás	15°	4° varo	7° varo
2	Contacto inicial antepié	9° delante	15°	3° varo	1° varo
3	Contacto final antepié	13° delante	15°	0°	3° valg.
4	Despegue talón	18° delante	15°	0°	5° valg.
5	Despegue inicial de antepié	34° delante*	15°	4° varo*	0°

En el caso del ejemplo anterior, un paciente con pie plano valgo, se han podido estudiar los movimientos reales del calcáneo sobre el suelo durante todo el periodo de contacto y apoyo medio, siendo orientativo el dato del momento del periodo propulsivo captado -el inicio del despegue de antepié- dado que se haya en un rango del plano sagital -35° adelante- fuera de los estudios previos. Es de destacar cómo el valor aparente 0° tiene un valor real diferente dependiendo de si en el plano sagital el talón está inclinado 13° o 18° hacia adelante. También resulta llamativo que el valor aparente de 4° varo tenga un significado opuesto dependiendo de que el calcáneo esté inclinado hacia atrás -7° varo- o hacia adelante -5° valg.-.

5.2.2.7. La fórmula de regresión.

A partir de las tablas elaboradas se puede establecer una fórmula de regresión que, con su aplicación en cada caso por el clínico o el investigador, evite el manejo más lento de las tablas. Dicha fórmula puede contenerse en una hoja de cálculo que ahorre las operaciones matemáticas cada vez que se use. De esa forma, el clínico o el investigador solo tendrá que introducir las variables y de ángulo de Fick, inclinación anterior o posterior y ángulo aparente del calcáneo para que obtenga el ángulo real del calcáneo.

Se usó el programa SPSS® para un análisis de los datos de las tablas, con independencia de las tablas mismas y se establece una recta de regresión lineal.

En el tratamiento de datos para este apartado se parte de los siguientes conceptos:

i) Regresión lineal: es una técnica estadística utilizada para estudiar la relación entre variables. En este caso se empleará un modelo de regresión múltiple ya que la variable dependiente o criterio está determinada por tres variables independientes o predictoras.

ii) Recta de regresión lineal: es la línea que mejor representaría la disposición de variables cuantitativas de distribución bidimensional en una un diagrama de dispersión o nube de puntos, que a su vez es un tipo representación gráfica de los valores de las variables. Cuanto más se acerque los valores a la línea, mayor capacidad de predicción tendría la fórmula de dicha línea recta. La fórmula de la recta en los casos en que la precisión es muy alta se aplicará directamente para la obtención de datos reales (variable dependiente) a partir de las variables independientes (UCM).

iii) Coeficiente de determinación R cuadrado: es el cuadrado del coeficiente de correlación múltiple, que toma valores de 0 a 1, o cuando las variables no se relacionan y 1 cuando entre ellas existe una relación perfecta. Cuanto menos se desvíen los puntos de la recta, más pequeño será el valor del error y por lo tanto más próximo a 1 estará el cuadrado de r (Gil y Padilla, 2007).

iv) ANOVA (Analysis of variance) o análisis de varianza es una prueba donde se analiza el efecto que sobre la variable dependiente tiene cada una de las variables independientes. Básicamente consiste en comparar dos o más variables, y puede hacerse en varias situaciones. Se analiza la varianza, la diferencia de medias y del tamaño muestral (Abraira, V. y Pérez de Vargas, A. 1996).

v) Contraste de hipótesis: es la comparación de las predicciones con la realidad observada. Si dentro del margen de error previamente fijado hay coincidencia, se acepta la hipótesis, en caso contrario, se rechaza. En contraste de hipótesis, el valor p se define como la probabilidad de obtener un resultado al menos tan extremo como el que realmente se ha obtenido,

suponiendo que la hipótesis nula es cierta. Se rechaza la hipótesis nula si el valor p asociado al resultado observado es igual o menor que el nivel de significación establecido, convencionalmente 0,05 ó 0,01 (INTEF).

Para la técnica de regresión múltiple se asegura de que cumple los requisitos básicos para estas operaciones:

- i) Linealidad: la variable respuesta depende linealmente de las variables explicativas.
- ii) Normalidad y equidistribución de los residuos: asegurarse de la diferencia entre los valores calculados por el modelo y los reales sean pequeños y se distribuyen uniformemente.
- iii) Número de variables independientes limitado: para no alterar el resultado. En este caso son de tres variables, número abarcable para la viabilidad del modelo.
- iv) Colinealidad: la existencia de un fuerte paralelismo entre dos variables las vuelve no significativas en el modelo. No es el caso, pues cada una tiene parámetros independientes.
- v) Observaciones anómalas: tienen importancia por inducir a errores. En nuestro caso no aparecen.

5.3. Análisis de datos.

5.3.1. Proceso previo de validación de las tablas.

Antes de plantear el proceso de los datos para elaborar la fórmula de regresión, se realizó un paso intermedio que fue chequear la validez de las tablas. Para esto realiza un experimento a simple ciego, inicialmente con carácter de estudio piloto, con la siguiente secuencia.

- i) Se volvió a sustituir en el simulador el goniómetro fijo del plano frontal por el fiel móvil, de modo que se pudiera ajustar grado a grado, pues el otro presentaba todos los grados a la vez de ese plano.
- ii) Un colaborador fotografió en el simulador, al azar, cinco posiciones de cada una de las tablas. Posteriormente le proporcionó al investigador el ángulo en el plano sagital y transversal pero le ocultó el del plano frontal - varo/valgo- real que el colaborador anota para su posterior comprobación. El tamaño de esta muestra es fijo para cada tabla con el objeto de que haya un muestreo proporcional de todas las tablas, pero el parámetro medido en cada tabla es aleatorio. En caso de resultado dudoso se plantearía modificar la estrategia con un tamaño de muestra mayor.

iii) El investigador midió en cada una de las fotos el ángulo aparente del calcáneo, mediante la herramienta “medidas” del programa Photoshop® CS2, anotándolo en un formulario ad hoc (Fig. 5.28). Se utilizó este programa porque es popular y la herramienta de medir ángulos es fiable. (Arcila, Cardona y Gustavo, 2012).

iv) Posteriormente, el investigador aplicó las tablas de corrección, seleccionando la tabla y la columna adecuada en base a la inclinación en el ángulo sagital y al ángulo de Fick aportados por el colaborador en cada foto. Luego localizó el valor más próximo al dato aparente medido en la fotografía. En la fila superior de esa columna está el dato supuestamente real. Los datos se introducen en otra tabla Excel® elaborada para el experimento.

v) Por último se analizan los resultados, se determina el número de aciertos y fracasos la magnitud de los errores.

VALIDACIÓN DE SIMULADOR GONIOMÉTRICO ARTICULADO

HOJA DE REGISTRO

Número Experimento ¹	Ángulo Sagital ²	Ángulo Fick ³	Ángulo frontal aparente ⁴	Ángulo frontal predicho ⁵	Ángulo frontal real ⁶	Discrepancia ⁷

1, 2, 3: son cumplimentados por el colaborador, que oculta al investigador el grado real (6).
 4 y 5: son cumplimentados por el investigador, que mide el ángulo (4) y aplica la tabla (5).
 6: es cumplimentado por el colaborador, una vez que el investigador ha cumplimentado los pasos 4 y 5.
 7: Se cotejan las columnas 5 y 6.

Fig .5.28. Detalle de la hoja de registro de la prueba de validación. En la parte inferior se explica el papel del colaborador y del investigador.

Los resultados son registrados en la tabla Excel® en las siguientes columnas:

i) Columna A: número de experimento

ii) Columna B de grado predicho: se deduce del que más se aproxima al aparente de la fila correspondiente (según la rotación de la pierna o ángulo de Fick), de la tabla idónea (determinada por la posición hacia adelante o hacia atrás del calcáneo).

iii) Columna C de los grados reales: es la que contiene los que el colaborador ocultó.

iv) Columna D de la diferencia entre el valor predicho y el valor real: Cuando esta diferencia es de 0° es un acierto y cuando es de 1° es un error de un grado. No hay errores mayores de un grado.

El grado de aciertos era tan alto y los fallos de tan poca magnitud -no mayores de 1°- que se consideró este estudio, inicialmente piloto, como definitivo. Los resultados se expondrán en el capítulo correspondiente.

5.3.2. Prueba de fiabilidad.

Se determinó el grado de fiabilidad en la medición de los ángulos de las imágenes mediante dos pruebas: una de validez interobservador y otra intraobservador.

En el tratamiento de datos y concreción de resultados obtenidos en este apartado hemos partido de los siguientes conceptos (Argimon JM, Jiménez J, 2009).

i) **Fiabilidad y consistencia interna:** Una medida es precisa si sus resultados son consistentes cuando se repite la aplicación en diferentes ocasiones y por diferentes observadores.

ii) **Precisión de la medida:** depende de dos fuentes de variación, la fuente de variación del instrumento utilizado y la fuente de variación de los diferentes observadores.

iii) **Fuente de variación del observador:** se estudia el nivel de concordancia entre las mediciones de los observadores (concordancia entre observadores) y también la variación que existe entre las medidas del mismo evaluador (concordancia inter observador).

iv) **Fuente de variación del instrumento de medida:** se estudia el nivel de concordancia entre las mediciones del instrumento y las mediciones reales.

v) **Repetitividad:** indica hasta qué punto un instrumento proporciona resultados similares cuando se aplica a una misma persona en más de una ocasión, pero en idénticas condiciones.

vi) **Concordancia intraobservador:** tiene por objetivo evaluar el grado de consistencia al efectuar la medición de un observador consigo mismo.

vii) **Concordancia entre observadores:** se refiere a la consistencia entre observadores distintos cuando evalúan una misma medida en un mismo individuo.

viii) **Homogeneidad o consistencia interna:** significa que las medidas deben estar relacionadas entre sí. Las puntuaciones altas de la consistencia se traducen en relaciones fuertes entre las medidas. La consistencia se comprueba con coeficiente alfa de Cronbach. Sus valores oscilan entre 0 y 1. Existe mejor consistencia interna cuanto más cercano a 1 sea el valor. La fiabilidad y consistencia interna se estudió mediante el Coeficiente de Correlación Interclase, el Alfa de Cronbach y el Análisis de la Varianza.

5.3.2.1. Prueba de validez interobservador.

Se instruye someramente en la técnica de medición con el programa Photoshop® a dos colaboradores y se les pide que analicen, por separado y sin tener conocimiento de los datos de los otros observadores, la primera imagen tomada para el test anterior realizado a cada una de las tablas. Son un total de 41 imágenes.

Los resultados se suman al último de los que realizó el propio investigador con lo que suman un total de tres observadores. Los resultados de las observaciones se trasladan a las tablas correspondientes, realizando el estudio estadístico pertinente.

5.3.2.2. Prueba de validez intraobservador.

Para complementar la prueba anterior interobservador, se realiza una prueba de validez intraobservador. El investigador vuelve a medir las 41 imágenes medidas en los casos anteriores por los colaboradores de la prueba interobservador en dos ocasiones distintas más, con un intervalo de un día de diferencia y sin tener a la vista las mediciones anteriores, con lo que se realizan un total de tres mediciones por el mismo observador.

En el tratamiento de datos y concreción de resultados obtenidos en este apartado hemos partido de los siguientes conceptos (Argimon JM, Jiménez J, 2009).

Fiabilidad y consistencia interna.

- Una medida es precisa si sus resultados son consistentes cuando se repite la aplicación en diferentes ocasiones y por diferentes observadores.
- La precisión de la medida depende de dos fuentes de variación: la fuente de variación del instrumento utilizado y la fuente de variación de los diferentes observadores.
- Respecto a la fuente de variación del observador, se estudia el nivel de concordancia entre las mediciones de los observadores (concordancia entre observadores) y también la variación que existe

entre las medidas del mismo evaluador (concordancia inter observador).

- Respecto a la fuente de variación del instrumento de medida se estudia el nivel de concordancia entre las mediciones del instrumento y las mediciones reales.
- Repetitividad: indica hasta qué punto un instrumento proporciona resultados similares cuando se aplica a una misma persona en más de una ocasión, pero en idénticas condiciones.

Concordancia intraobservador.

Tiene por objetivo evaluar el grado de consistencia al efectuar la medición de un observador consigo mismo.

Concordancia entre observadores.

Se refiere a la consistencia entre observadores distintos cuando evalúan una misma medida en un mismo individuo.

- La fiabilidad mide la capacidad de un instrumento para dar medidas consistentes, es decir, resultados similares, cuando es estudiada por varios investigadores o por el mismo investigador en distintas ocasiones en los mismos sujetos.
- La homogeneidad o consistencia interna significa que las medidas deben estar relacionadas entre sí. Las puntuaciones altas de la consistencia se traducen en relaciones fuertes entre las medidas. La consistencia se comprueba con coeficiente alfa de Cronbach. Sus valores oscilan entre 0 y 1. Existe mejor consistencia interna cuanto más cercano a 1 sea el valor.

Una vez codificados los datos en la hoja de cálculo Excel® se procede a su análisis estadístico, que será presentado en el capítulo de Resultados.

A close-up, low-angle shot of a car's speedometer. The needle is positioned between the 80 and 100 marks. The speedometer has a black face with white markings and numbers. The word 'RESULTADOS' is overlaid in white, bold, sans-serif capital letters across the center of the image.

RESULTADOS

Diseño de un protocolo de análisis cinemático bidimensional con videografía de alta frecuencia.

Diseño y validación de un método de corrección de distorsiones en retropié

6. RESULTADOS.

El objetivo inicial de este trabajo era establecer un protocolo de análisis videográfico bidimensional fiable para el estudio del pie. Dicho resultado se ha incluido en Material y Método, dejando este apartado de Resultados para el análisis de la solución aportada para obtener datos correctos en los casos en los que el examen bidimensional simple no es fiable por pérdida de la perpendicularidad al captar la imagen.

La solución consiste en un estudio fotográfico previo realizado sobre un modelo mecánico diseñado ad hoc, denominado “simulador goniométrico triplanar articulado”, el cual permite colocar una referencia que simula el elemento anatómico a estudiar en una disposición espacial precisa y conocida. No es posible hacer el estudio previo sobre el pie real puesto que cuando este está en movimiento no se pueden medir los ángulos directamente en el momento preciso. Dicho dispositivo se coloca a la misma distancia, altura y alineamiento que tendría el miembro en estudio respecto a la cámara y se fotografía en múltiples posiciones angulares, sistemáticamente elegidas.

Obtenidas las fotos, se midieron los ángulos registrados en estas (grados aparentes) y se compararon con los correspondientes en que se colocó el dispositivo -grados reales-. Cotejadas ambas series de datos, se obtuvieron unas tablas de corrección que permiten conocer el ángulo real al identificar el ángulo aparente en la tabla.

Un posterior procesamiento de todos los datos permitió establecer una recta de regresión lineal que hace posible conocer el ángulo real –en nuestro caso en el plano frontal- a partir del ángulo fotografiado y de los datos conocidos en los planos complementarios al del plano estudiado estudio.

Puede afirmarse que, disponiendo de una imagen bidimensional y los datos de los planos no captados directamente por esa imagen, se puede tener el dato real de un movimiento tridimensional -desarrollado en tres planos del espacio- aplicando la solución propuesta.

Entendemos que, además del protocolo de análisis videográfico y del método para corregir datos aparentes de movimientos tridimensionales, se puede considerar otro resultado el diseño del dispositivo mecánico para aplicar este estudio previo en otras investigaciones biomecánicas donde se adecue esta solución: el simulador goniométrico triplanar articulado.

También constituiría un resultado de esta investigación el diseño de la marca adhesiva sobre la piel, que presenta ventajas sobre otras marcas usadas anteriormente en los análisis videográficos.

Otros resultados serían la historia clínica específica elaborada para registrar los datos de la exploración videográfica podológica, la versión informatizada de la misma

mediante base de datos Access® y la hoja de cálculos Excel® que incluye la fórmula de regresión destinada a corregir las distorsiones en los ángulos triplanares.

No obstante, centraremos este apartado en el estudio estadístico de las tablas de corrección y la posterior resta de regresión, que permite resolver directamente la corrección sin necesidad de aplicar las tablas. También estudiaremos las pruebas intra e interobservador realizadas sobre la fiabilidad de la medición de los ángulos aparentes en las fotografías.

En este apartado se demuestra la hipótesis de trabajo enunciada, para lo cual se establecerán varias hipótesis de contraste, diferentes pero relacionadas con dicha hipótesis de trabajo.

6.1. Estadística descriptiva.

Aunque ya se hace extensa mención en otros apartados, procede reseñar también en este capítulo las variables del estudio que, aunque son aplicables en distintas situaciones donde se pretenda obtener datos tridimensionales de una imagen bidimensional, en nuestro caso se dedican al análisis del retropié.

6.1.1. Plano sagital.

Recordamos que representa las posibles inclinaciones del elemento en estudio hacia detrás o hacia delante debido a la posición que adopta dicho elemento en los distintos momentos del análisis. En este trabajo se aplica a la inclinación de la cara posterior del calcáneo –o retropié– representada por su bisección. La inclinación hacia detrás es debida a la posición natural que tiene esta cuando el pie aborda el suelo, con la planta del pie formando con el suelo un ángulo de 15° aproximadamente. La inclinación hacia delante se debe a la conformación natural que tiene dicha cara posterior cuando el pie está apoyado en el suelo. La magnitud de la inclinación depende de las particularidades fisonómicas y biomecánicas de cada individuo. Se dan inclinaciones hacia adelante mayores de los contemplados en este estudio cuando el talón se eleva del suelo en el periodo propulsivo.

El plano sagital tomó todos los valores desde el -20° hasta el 20° , incluido el 0° , siendo los valores negativos aquellos en el que el calcáneo se inclina hacia delante y los positivos aquellos en que se inclina hacia atrás.

6.1.2. Ángulo de Fick.

Como se indica en Material y Método, representa la posible rotación externa –sobre el plano transversal– del pie en estudio.

Solo se contempla la rotación externa porque en esta situación el pie contralateral ocluye la visión del pie en estudio cuando se alinea la cámara con el eje del mismo desde la visión posterior, lo que obliga a alinearla con la línea de marcha, quedando la cara

posterior del calcáneo rotada con respecto al eje óptico de la cámara y perdiendo con ello la perpendicularidad.

Este valor estuvo comprendido entre 0° y 20° , considerando que los valores normales recientemente identificados están en torno a 10° de patrón rotador externo (Lafuente et al, 2005).

6.1.3. Plano frontal aparente.

Representa el ángulo medido directamente en el fotograma de un momento clave que corresponde en Podología a las posibles posiciones de eversión o inversión del retropié. Si dicha foto estuviera tomada en condiciones ortogonales –perpendicularidad de la cámara con el plano en estudio y evitando las distorsiones producidas por la perspectiva-, el ángulo obtenido de la foto –aparente- debe coincidir con el real. Cuando eso no ocurre debido, en nuestro caso, a una pérdida forzada de la perpendicularidad ya sea en el plano sagital o en el transversal o en ambos, este ángulo aparente no coincide con el real.

Tomó valores desde -17.1° hasta 21.5° , que es el rango de distorsiones posibles cuando se analizaron en el SGTA valores reales desde 15° a -10° en el plano frontal, con 0° a 20° grados de rotación externa, y de -20° a 20° en el plano sagital.

6.1.4. Plano frontal real.

Cómo se indicó, corresponde a un rango de posibles posiciones de la cara posterior del calcáneo en carga –plano frontal-. Corresponde lógicamente a las posibles posiciones en eversión e inversión del calcáneo. Es el dato que hay que averiguar a partir del dato aparente –fotograma- y de los datos de oblicuidad con los planos sagital y transversal, mediante la aplicación de las tablas de corrección o de la fórmula de regresión obtenida a partir de dichas tablas. Toma valores entre 15° y -10° , que corresponden a valores en valgo hasta 15° y valores en varo hasta 10° .

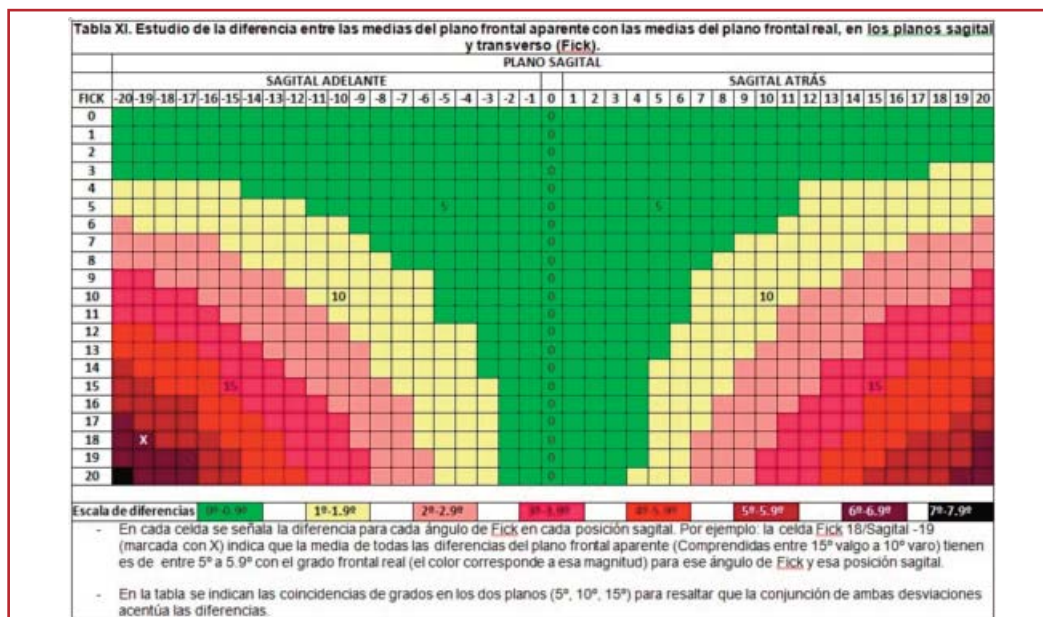
6.2. Análisis de las tablas de corrección.

Dentro de la descripción de la muestra, dado que la fuente de información del modelo de corrección fueron los datos obtenidos de las tablas de corrección y que están sistematizadas para contener ordenadamente todas las variables de manera lineal, procede un análisis comparativo de las situadas en diferentes magnitudes, considerando la variable de base la del ángulo sagital, ya que cada tabla se define inicialmente por esta variable. Por tanto, corresponde cada tabla a cada una de las posiciones del retropié en el plano sagital que van desde 20° (hacia detrás) hasta -20° (hacia delante).

Lo que interesa en concreto es conocer el comportamiento del dato aparente –fotografiado- en relación al dato real, para estudiar las posibles diferencias o similitudes. De entrada se observa que en las situaciones correspondientes a las distorsiones mayores presentan mayor diferencia entre el grado aparente y el real. Si las dos variables

que provocan distorsión -sagital y Fick- se dan en un mismo caso en elevada cuantía, la diferencia es aún mayor (Tabla XI).

Para establecer la diferencia significativa entre valores reales y valores se analizaron las medias de esas diferencias en todas las tablas a partir de las cuales se construyó una tabla representativa.



Resultados de la tabla de Estudio de diferencias entre las medias del plano frontal aparente con las medias del plano frontal real, en los planos sagital y transversal (Fick).

- La elaboración de esta tabla parte de un análisis de las medias de las diferencias entre el plano frontal aparente y el plano frontal real en los ángulos que van desde 15° a -10°. Considerando que analizar en una sola tabla los datos de cada uno de esos ángulos en todas las posiciones posibles en el plano sagital y el plano transversal (Fick) –contenidos en las 41 tablas de corrección previamente elaboradas- no es factible, se calcula la media de las diferencias en el plano frontal y se establece una sola tabla, representando cada columna (plano sagital) la media de dichas diferencias para cada una de las posiciones en el plano transversal (Fick).

- Dado que el ángulo de Fick debe ser constante en el individuo explorado, salvo gestos rotacionales anómalos, interesa analizar esta tabla partiendo desde los ángulos Fick, en el eje de ordenadas. En caso de gestos rotacionales, estos suceden después del despegue de talón, momento en que ya no se analiza este en relación al suelo. Si se quiere tener en cuenta la rotación, hay que medir el nuevo ángulo de Fick con una visión superior del plano transversal (plano cenital).

- Se observa que para ángulos de Fick de 0° , 1° o 2° en todos los rangos de plano sagital, las diferencias son de menos de 1° . También es de menos de 1° para los ángulos Fick cuando el plano sagital se desvía 3° en sagital adelante. Debe haber una lógica coincidencia entre expertos en la materia en que un error de 1° es poco relevante en la práctica clínica cuando se evalúan los movimientos articulares del miembro inferior.

- Las diferencias de menos de 1° se van dando en mayores grados de ángulo de Fick a medida que van siendo más cercanos a 0° en el plano sagital. En las posiciones 2° y 1° adelante, 0° y 1° , 2° y 3° atrás, las diferencias son de menos de 1° para todas las aperturas de Fick. Este progresivo aumento de la coincidencia empieza, en los sagitales adelante, en 4° Fick a la altura de 14° adelante y se estabiliza en 14° Fick a la altura de 3° adelante, En los sagitales atrás empieza en 3° Fick, 17° atrás y se estabiliza 13° Fick, 5° atrás.

- Las diferencias de 1° grado ocupan un amplio espacio de zonas intermedias tanto en el plano transversal como en el sagital.

- Se podrían realizar medidas sin corrección en estos casos, ya que, como hemos comentado el margen de error se puede considerar pequeño desde el punto de vista clínico.

- Las diferencias aumentan considerablemente a medida que lo hacen conjuntamente las desviaciones de la ortogonalidad de los planos transversal y sagital.

- El comportamiento de las diferencias no es simétrico en torno al punto sagital neutro (0°) aunque ambas mitades tiene un comportamiento similar.

- Un valor especial tiene el ángulo de Fick 0° en conjunción con el sagital 0° , pues su casi nula diferencia (de 77 milésimas de grado) prueba que cuando una imagen se toma perpendicular al plano del movimiento es plenamente fiable sin necesidad de corrección.

6.3. Estadística inferencial: análisis de regresión.

Cómo se indica en el apartado correspondiente, se han utilizado para el análisis las variables plano sagital, ángulo Fick, plano frontal aparente y plano frontal real.

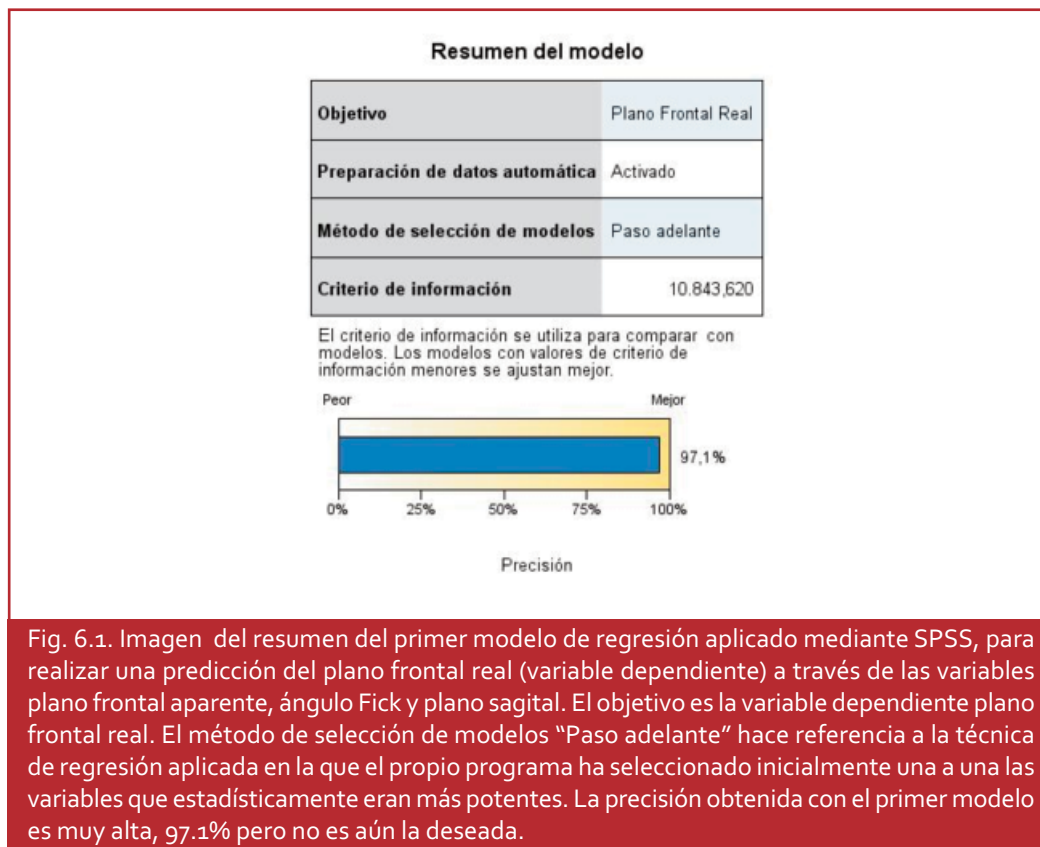
El objetivo era poder realizar una predicción del plano frontal real (variable dependiente) a través de las variables plano frontal aparente, ángulo de Fick y plano sagital, contenidas en las tablas de corrección, inicialmente concebidas como único instrumento de conversión de datos aparentes en reales. Dichas tablas resultaron útiles pero su manejo resulta lento por el gran número de datos que contienen. A partir de dichos datos se procede a una regresión lineal, aplicando la herramienta IBM SPSS Statistics 22 (Autodesk Inc, San Rafael, California).

6.3.1. Resultados del análisis de regresión.

El análisis tuvo dos fases, una en la que se estableció un primero modelo no totalmente satisfactorio y otra en que se calculó el segundo y definitivo modelo.

6.3.1.1. Primer modelo de regresión.

Para poder realizar una predicción del plano frontal real (variable dependiente) a través de las variables plano frontal aparente, ángulo Fick y plano sagital, se realiza un primer modelo de regresión lineal, obteniéndose los siguientes resultados (Fig. 6.1).



Dado que lo que se pretende realizar es una predicción del plano frontal real, se ha obtenido una recta de regresión lineal. Se quiere obtener la máxima precisión, que sería de un 99.9 % de aciertos en dichas predicciones. En este caso se ha obtenido una precisión de 97.1 %, por lo que se replantea la fórmula, procediendo a observar primeramente cuáles son las variables más influyentes en estos resultados (Fig. 6.2).

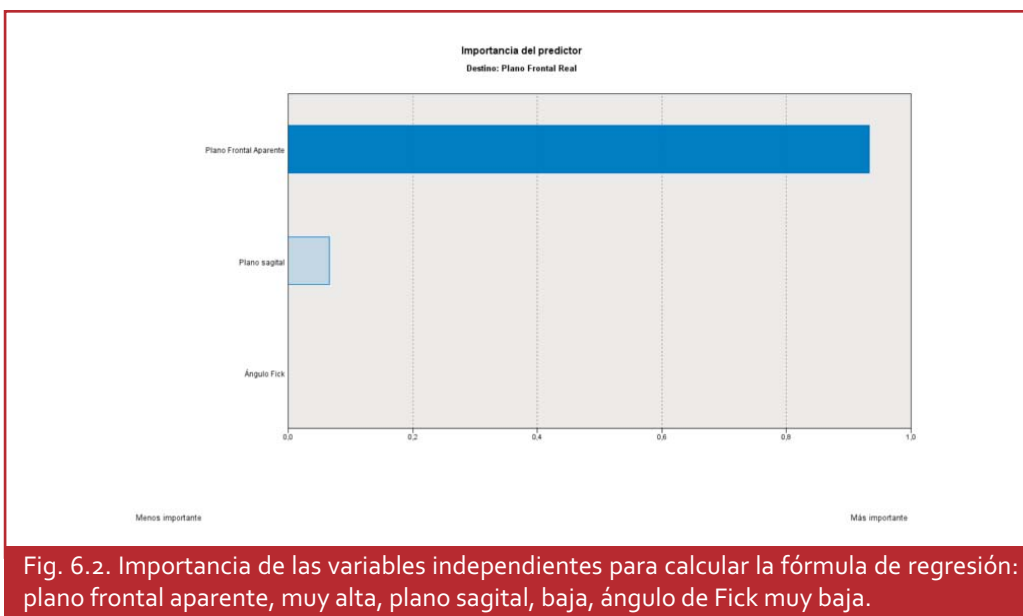


Fig. 6.2. Importancia de las variables independientes para calcular la fórmula de regresión: plano frontal aparente, muy alta, plano sagital, baja, ángulo de Fick muy baja.

Se puede observar que la variable que tiene mayor influencia en la predicción del plano frontal real es la del plano frontal aparente, con un 93.4 %. Le sigue a gran distancia el plano sagital con un 6.6 % y por último el ángulo de Fick con una influencia menor al 1 %. Esta observación es lógica desde el punto de vista experimental porque el plano frontal aparente obviamente está altamente relacionado con el real, siendo muy próximo cuando los restantes datos divergen poco de la perpendicularidad - representada por el 0º, tanto en el plano sagital como en el ángulo de Fick-.

Los coeficientes de regresión del primer modelo se exponen en la columna Coeficiente de la tabla XII, en la que se indica una constante de -0,006, el coeficiente 0,986 para el plano frontal aparente, el coeficiente -0,173 para el plano sagital y el coeficiente 0.012 para el ángulo de Fick .

Término del modelo	Coeficiente	Error estándar	t	Sig	Intervalo confianza 95%		Importancia
					Inferior	Superior	
Interceptación (Constante)	-0,006(α_0)	0,017	-0.381	,703	-0,039	0,026	
Resultado-transformed	0,986(α_1)	0,001	869.072	,000	0,984	0,988	0,934
Sagital-transformed	-0,173(α_2)	0,001	-231.338	,000	-0,174	-0,171	0,066
Flick-fila-transformed	0,012(α_3)	0,001	0,001	,000	0,009	0,015	0,000

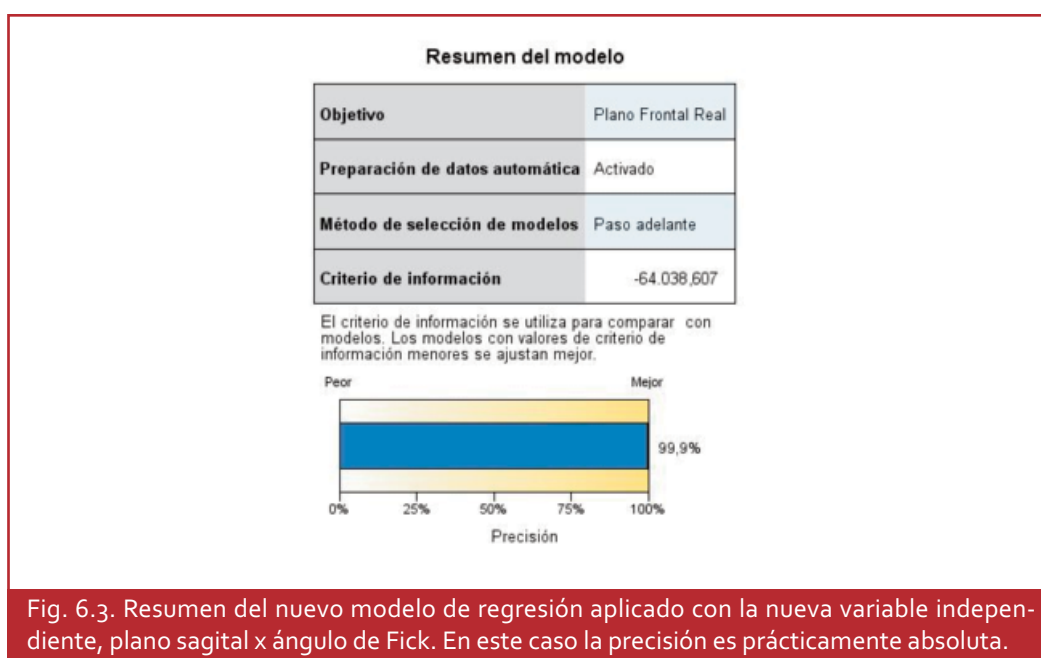
En los tres últimos casos el p-valor (Sig)es altamente significativo (menor de ,001)

6.3.1.2. Modelo de regresión definitivo.

Para maximizar la precisión, y debido a la baja influencia del plano sagital y del ángulo de Fick desde un punto de vista estadístico, se decide calcular una nueva variable que resulta de la multiplicación de las dos variables anteriores –plano sagital por ángulo de Fick-. Las nuevas variables son:

- Plano frontal real (variable dependiente).
- Plano frontal aparente (variable independiente).
- Ángulo Fick por plano sagital (variable independiente).

El resultado obtenido del nuevo modelo es el siguiente (Fig. 6.3):



La precisión obtenida de 99.9 % es la deseada al inicio de la investigación. La bondad de ajuste, representado por el valor de R cuadrado ajustado, fue de 0.999, lo que implica una bondad de 0.999, muy alta.

Los coeficientes de la ecuación del nuevo, y definitivo, modelo son los siguientes (Tabla XIV): una constante de 0.045, un coeficiente de 1.014 para el plano frontal aparente y un coeficiente de 0.018 para la nueva variable de plano sagital por ángulo de Fick.

Se analiza la influencia en los resultados de las variables en el nuevo modelo (Fig. 6.4).

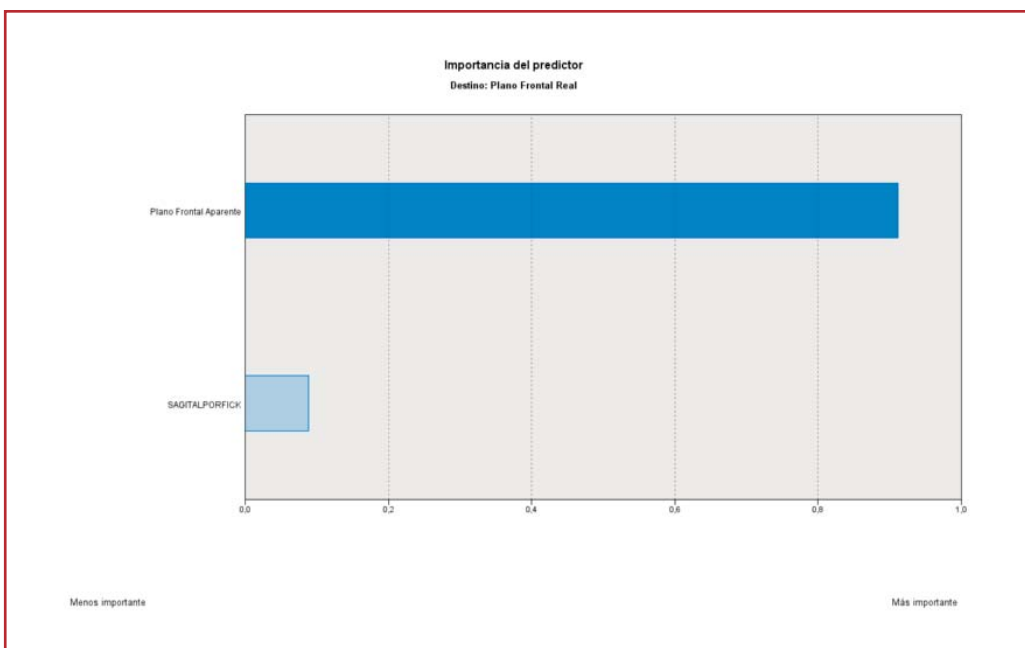


Fig. 6.4. Importancia de las variables independientes en el nuevo modelo: la del plano frontal aparente sigue siendo muy alta. En este caso, la nueva variable plano sagital por ángulo de Fick fue mayor que la suma de las dos por separado, en el modelo anterior.

Observamos en el nuevo modelo que el plano frontal aparente sigue siendo la variable predictora más importante con un valor del 91.2 %, algo inferior que en la fórmula anterior. Por el contrario, la nueva variable, obtenida de la multiplicación de plano sagital por ángulo de Fick, alcanza una importancia mayor, del 8.8 %.

Al comparar los valores pronosticados con los valores reales se observa una diagonal casi perfecta entre ambas variables, por lo que puede confirmar que el modelo predictivo logrado es óptimo para la investigación (Fig. 6.5).

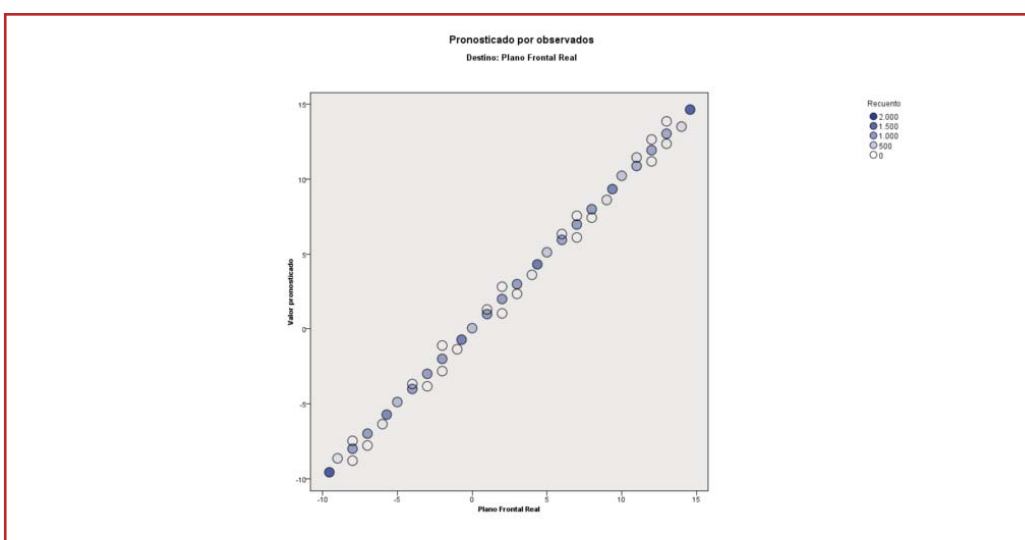


Fig.6.5. Representación gráfica de los valores pronosticados y de los valores observados en segundo y definitivo modelo.

Para comprobar si la regresión resulta estadísticamente consistente, existiendo una relación lineal entre las variables, se desarrolla una tabla ANOVA y se realiza el siguiente contraste de hipótesis (Tabla XIII):

H_0 : La regresión obtenida no es estadísticamente consistente.

H_1 : La regresión obtenida es estadísticamente consistente.

Tabla XIII. ANOVA del modelo de regresión definitivo.					
Origen	Suma de cuadrados	df	Cuadrático promedio	F	Sig
Modelo corregido	1.257.931,663	2	628.965,832	10.991.365,561	.000
Residuo	1.280.837	22.383	0,057		
Total corregido	1.259.212,500	22.385			
El dato más importante es el p-valor (Sig) de ,000 que es menor de ,001, por lo que la regresión es estadísticamente consistente, existiendo una relación lineal entre variables.					

Tabla XIII. ANOVA del modelo de regresión definitivo.

Al resultar un p-valor menor a 0.001, se puede afirmar que la regresión obtenida es estadísticamente consistente, existiendo una relación lineal entre variables, a cualquier nivel de significación.

El modelo definitivo de regresión múltiple, viene dado por la siguiente ecuación (Fig 6.6):

Fig. 6.6.- Fórmula de regresión definitiva para calcular el ángulo real a partir de la variable "ángulo aparente" y de la variable "plano sagital por ángulo de Fick".

$$\text{Plano Frontal Real} = \alpha_0 + \alpha_1 \cdot \text{Plano Frontal Aparente} + \alpha_2 \cdot \text{Plano Sagital} \cdot \text{Ángulo Fick}$$

El plano frontal real es la variable dependiente y plano frontal aparente y plano sagital-ángulofick, las dos variables independientes. Antes de escribir el modelo se tiene que contrastar las hipótesis siguiente:

H_0 : $\alpha_i = 0$, para $i=0, 1$ y 2

$$H_1: \alpha_i \neq 0, \text{ para } i=0, 1 \text{ y } 2$$

Se pretende comprobar si los parámetros (coeficientes) son significativos o no, es

Tabla XIV.- Coeficientes del modelo de regresión destinados al plano frontal.							
Término del modelo	Coeficiente	Error estándar	t	Sig	Intervalo confianza 95%		Importancia
					Inferior	Superior	
Interceptación (Constante)	0,045(α_0)	0,002	26,533	,000	0,041	0,048	
Resultado-transformed	1,014(α_1)	0,000	4.6888,575	,000	1,014	1,014	0,912
Sagitalpor Fick-transformed	-0,018(α_2)	0,000	-1.458,431	,000	-0,018	-0,018	0,088
En los tres casos el p-valor (Sig) es altamente significativo (menor de ,001)							

decir, si la constante y los coeficientes del plano frontal aparente y el plano sagital-ángulo Fick, son estadísticamente consistentes en el modelo. Esto significa que sus valores sean diferentes de 0, lo cual hace que no se anule ninguna de las variables del modelo, ya que toda multiplicación por 0 es, lógicamente, 0 (Tabla XIV).

Para cada uno de los coeficientes, y con un p-valor menor a 0.001, se puede decir que es significativo, por lo que la constante y las dos variables entran en el modelo para alcanzar la máxima precisión. La diferencia de 7 milésimas de grado –de 0.041 a 0,048– en el intervalo de la constante del modelo es mínima.

Mediante el error típico de ambas se calculó un intervalo con una confianza del 95 % para dar la estimación tanto de la constante como de los dos coeficientes de las variables, además de la estimación puntual.

Tras los procesos anteriores, se determina que la fórmula de regresión aplicable para corregir las distorsiones del ángulo real de la cara posterior del calcáneo debido a la pérdida de la perpendicularidad en el plano sagital y en el plano transversal es la siguiente (Fig. 6.7).

Fig.6.7.-Fórmula de regresión aplicable para corregir las distorsiones del ángulo real de la cara posterior del calcáneo debido a la pérdida de la perpendicularidad en el plano sagital y en el plano transversal.

$$\text{Plano Frontal Real} = 0.045 + 1.014 \cdot \text{Plano Frontal Aparente} - 0.018 \cdot \text{Plano Sagital} \cdot \text{Ángulo Fick}$$

Esta ecuación nos vuelve a indicar que la variable que tuvo más peso en la

predicción del plano frontal real es el plano frontal aparente ya que es la variable que tiene el coeficiente mayor, con un 1.014.

A continuación obtenemos la tabla de las diferencias entre el valor real y el valor pronosticado usando la fórmula de regresión (Tabla XV).

Tabla XV. Diferencias entre valor real y valor pronosticado mediante la fórmula de regresión.		
	Frecuencia	Porcentaje
Válido: no hay diferencias	21219	94.8
Diferencias de 1ª	1167	5.2
Total	22386	100.0

Hay que destacar que las diferencias existentes no exceden y en un 94.8 % se obtiene el mismo grado que el valor real. La diferencia de 1º es poco importante desde el punto de vista clínico, cuestión en la que con seguridad habría amplio consenso entre los expertos si se indagara. A título de ejemplo, se ha determinado que la fiabilidad intraobservador oscila entre 0.68º y 0.91º, prácticamente 1º (Sell, Verity, Worrell, Pease y Wigglesworth, 1994).

Para conocer con mayor detalle donde se encuentran las diferencias de 1º, cruzamos la variable anterior (diferencias entre valor real y valor pronosticado) con ángulo el plano transversal (Fick) y el plano sagital (Fig. 6.8).

Diferencias entre valor real y valor pronosticado 'Plano sagital					
		Diferencias entre valor real y valor pronosticado			
		No hay diferencias		Diferencia de 1 grado	
Plano sagital	-20	422	77,3%	124	22,7%
	-19	475	87,0%	71	13,0%
	-18	492	90,1%	54	9,9%
	-17	489	89,6%	57	10,4%
	-16	523	95,8%	23	4,2%
	-15	527	96,5%	19	3,5%
	-14	533	97,6%	13	2,4%
	-13	540	98,9%	6	1,1%
	-12	540	98,9%	6	1,1%
	-11	538	98,5%	8	1,5%
	-10	545	99,8%	1	0,2%
	-9	541	99,1%	5	0,9%
	-8	542	99,3%	4	0,7%
	-7	533	97,6%	13	2,4%
	-6	538	98,5%	8	1,5%
	-5	538	98,5%	8	1,5%
	-4	508	93,0%	38	7,0%
	-3	503	92,1%	43	7,9%
	-2	542	99,3%	4	0,7%
	-1	533	97,6%	13	2,4%
	0	484	88,6%	62	11,4%
	1	519	95,1%	27	4,9%
	2	526	96,3%	20	3,7%
	3	529	96,9%	17	3,1%
	4	502	91,9%	44	8,1%
	5	525	96,2%	21	3,8%
	6	504	92,3%	42	7,7%
	7	531	97,3%	15	2,7%
	8	524	96,0%	22	4,0%
	9	530	97,1%	16	2,9%
	10	528	96,7%	18	3,3%
	11	538	98,5%	8	1,5%
	12	523	95,8%	23	4,2%
	13	512	93,8%	34	6,2%
	14	511	93,6%	35	6,4%
	15	533	97,6%	13	2,4%
	16	528	96,7%	18	3,3%
	17	514	94,1%	32	5,9%
	18	495	90,7%	51	9,3%
	19	486	89,0%	60	11,0%
	20	475	87,0%	71	13,0%
Total		21219	94,8%	1167	5,2%

Fig. 6.8. Datos cruzados de las diferencias entre valor real y valor pronosticado con el plano sagital.

La mayoría de las diferencias de 1º se obtuvieron en el plano sagital -20 con un 77.3 % de acierto y un 22.4 % de diferencia de un grado. Les siguen los planos sagitales que no alcanzan el 90 % de acierto, que son los planos sagitales -19 (87%), 19 (89%) y 20 (87%). En cambio, los planos sagitales que superan el 99% de acierto son -10 (99.8%), -9 (99.1%), -8 (99.3%) y -2 (99.3%).

También se cruzaron los datos de las diferencias entre valor real y valor pronosticado con el ángulo de Fick (Fig. 6.9).

Diferencias entre valor real y valor pronosticado*Ángulo Fick				
		Diferencias entre valor real y valor pronosticado		
		No hay diferencias		Diferencia de 1 grado
Ángulo Fick				
0	941	88,3%	125	11,7%
1	967	90,7%	99	9,3%
2	972	91,2%	94	8,8%
3	993	93,2%	73	6,8%
4	1004	94,2%	62	5,8%
5	1013	95,0%	53	5,0%
6	1032	96,8%	34	3,2%
7	1042	97,7%	24	2,3%
8	1053	98,8%	13	1,2%
9	1059	99,3%	7	0,7%
10	1062	99,6%	4	0,4%
11	1063	99,7%	3	0,3%
12	1064	99,8%	2	0,2%
13	1057	99,2%	9	0,8%
14	1051	98,6%	15	1,4%
15	1038	97,4%	28	2,6%
16	1015	95,2%	51	4,8%
17	998	93,6%	68	6,4%
18	970	91,0%	96	9,0%
19	937	87,9%	129	12,1%
20	888	83,3%	178	16,7%
Total	21219	94,8%	1167	5,2%

Fig. 6.9. Datos cruzados de las diferencias entre valor real y valor pronosticado con el ángulo de Fick.

Para ángulos de Fick, no superan el 90% de aciertos plenos los ángulos 0° (88.3%), 19° (87.9%) y 20° (83.3%). En cambio, los que sobrepasan el acierto pleno con el 99% son los ángulos 9° (99.3%), 10° (99.6%), 11° (99.7%), 12° (99.8%) y 13° (99.2%).

6.4. Estudio de fiabilidad del sistema.

Se realizaron tres estudios relacionados con la fiabilidad del sistema. Un estudio piloto para ver la capacidad de acierto de las tablas, y dos para ver la fiabilidad intraobservador e interobservador en la medición de ángulos con la herramienta informática.

6.4.1. Estudio piloto para determinar la capacidad de acierto de las tablas de corrección.

Para ver si las tablas de corrección eran capaces por si mismas de predecir el ángulo real a partir del ángulo aparente se realizó un estudio piloto a simple ciego que, dados sus resultados, se elevó a definitivo. Se probó la capacidad de las tablas haciendo que el investigador calculara datos reales a partir de los grados aparentes obtenidos de las fotografías. Estas, realizada por un colaborador, correspondían a una serie de 5 posiciones por tabla, elegidas de manera aleatoria, siendo, por lo tanto, un muestreo aleatorio estratificado.

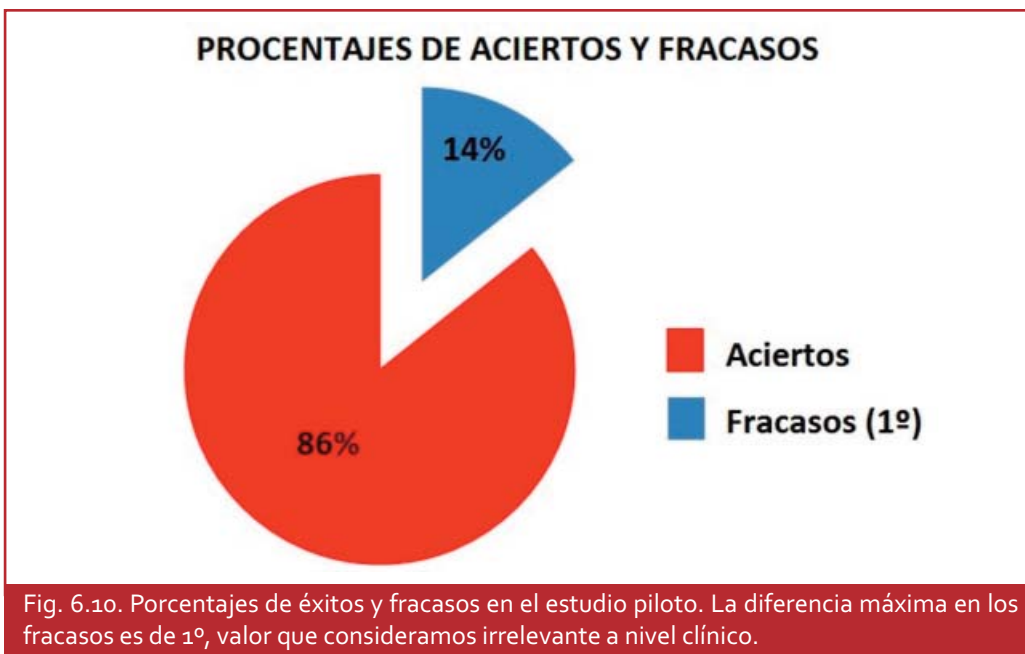
El investigador disponía del ángulo medido en la foto, el ángulo de Fick y el ángulo Sagital, pero no del ángulo real, que el colaborador mantenía oculto. Esta situación es semejante a un supuesto de caso clínico, donde hay que determinar el ángulo real a partir del aparente y de los datos complementarios.

6.4.1.1. Estudio de la proporción de Aciertos y Fracazos obtenidos utilizando las tablas de corrección.

En este epígrafe se desarrollan los resultados del experimento piloto sobre las tablas de corrección elaboradas inicialmente, que constituyeron el primer instrumento corrector de las distorsiones por la pérdida de la perpendicularidad en la imágenes obtenidas del retropié, antes de elaborar la fórmula de regresión.

La proporción de aciertos y fracasos se definió como la diferencia entre los valores predichos por las tablas y los valores reales; aciertos: igualdad de valores; fracasos: diferencia de valores. La diferencia máxima encontrada en los fracasos es de 1º, valor que en la práctica clínica no se considera una diferencia relevante. Los datos son expuestos en la tabla XVI y en la figura 6.10.

Tabla XVI. Proporción de aciertos y fracasos en la predicción en el estudio piloto.		
	Frecuencia	Porcentaje
Aciertos	177	86,3
Fracasos	28	13,7
Total	205	100,0



Se estudió la significación de la diferencia entre las proporciones de aciertos y fracasos mediante la prueba de CHI-CUADRADO, X² (Tabla XVII).

Tabla XVII. Estadísticos de contraste en aciertos/fracasos en la predicción.	
	Diferencias aciertos-fracasos
Chi-cuadrado	108,298
gl	1
Sig. asintót.	0,000

Existen diferencias significativas entre la proporción de aciertos y la proporción de fracasos. La proporción de aciertos es muy superior a la de fracasos. ($P < 0.001$), como lo demuestra la significación asintótica. El resultado es el esperado y coincide con la hipótesis de trabajo.

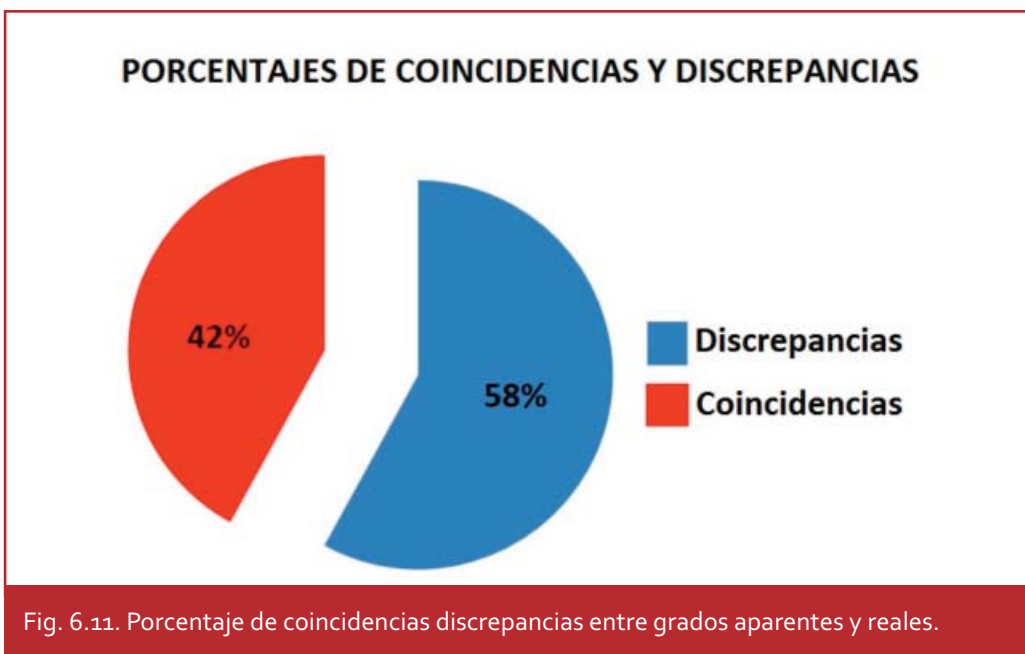
6.4.1.2. Estudio de la proporción de coincidencias y discrepancias entre las medidas aparentes y las medidas reales.

Este análisis es importante porque indica la necesidad de la corrección, dada la diferencia entre lo aparente y lo real. Si no hubiera diferencia, este estudio carecería de sentido. Hay que recordar que los datos aparentes no se corresponden con la realidad en gran parte de las mediciones porque la imagen es una representación distorsionada de la realidad debido a las reglas de la perspectiva, o, lo que es equivalente, a la falta de perpendicularidad del objeto estudiado.

La proporción de coincidencias y discrepancias se definió como la diferencia entre los valores aparentes y los valores reales. Las coincidencias: igualdad de valores. Las discrepancias: diferencia de valores (Tabla XVIII).

Tabla XVIII. Proporción de coincidencias y discrepancias entre medidas aparentes y reales.		
	Frecuencia	Porcentaje
Coincidencias	87	42,4
Discrepancias	118	57,6
Total	205	100,0

El resultado anterior denota la importancia del problema, ya que de no aplicar el factor corrector, se mantendrían un alto número de fracasos en las mediciones (Fig. 6.11).



Estudiamos la significación de la diferencia entre las proporciones de coincidencias y discrepancias entre los ángulos aparentes y reales mediante la prueba de CHI-CUADRADO, X^2 (Tabla XIX).

Tabla XIX. Estadística de contraste relacionados con medidas aparentes y reales.	
	Diferencias aciertos-fracasos
Chi-cuadrado	4,688
gl	1
Sig. asintót.	0,030

Existen diferencias significativas entre la proporción de coincidencias y la proporción de discrepancias. La proporción de discrepancias es superior a la de coincidencias. ($P < 0.03$). Conclusión final de acuerdo con marco teórico, ya que el elevado número de discrepancias justifica la corrección de los valores aparentes para obtener los datos reales.

6.5. Estudio de la fiabilidad intraobservador e interobservadores.

Se realizó un estudio para ver la fiabilidad de las mediciones empleando la herramienta informática de medición de ángulos, tanto entre el propio observador como entre varios observadores.

6.5.1. Conceptos básicos empleados.

El estudio de fiabilidad y consistencia interna se estudió mediante el CCI -Coeficiente de Correlación Interclase-, el Alfa de Cronbach y el Análisis de la Varianza.

El Coeficiente de Correlación Interclase es un índice de concordancia para datos continuos.

El Alfa de Cronbach es un método de consistencia interna que permite estimar la fiabilidad de un instrumento de medida a través de un conjunto de ítems del que se espera los mismos valores o muy aproximados.

6.5.2. Concordancia intraobservador.

El estudio se hizo mediante la repetición de una serie de mediciones por el investigador en días diferentes y sin recordar los datos anteriores.

Previamente al estudio de la fiabilidad tanto intraobservador como interobservadores se comprobó la normalidad de las variables. Las variables implicadas en este estudio se distribuyen según Ley Normal.

La fiabilidad intraobservador se estudió con el CCI -Coeficiente de Correlación Intraclase- y con el Alfa de Cronbach (Tabla XX).

Tabla XX. Coeficiente de correlación intraclase de Fiabilidad intraobservador.							
Término del modelo	Correlación interclase (a)	Intervalo de confianza 95%		Prueba F con valor verdadero o			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl 1	gl 2	Sig.
Medidas individuales	0,954	0,954	0,974	63,164	40	80	0,000
Medias promedio	0,984	0,974	0,991	63,164	40	80	0,000
(a) Coeficientes de correlación intraclase de tipo A utilizando una definición de acuerdo absoluto.							

El valor del CCI, tanto para las medidas individuales (CCI: 0,954, IC: 0,954÷ 0,974) como para las medidas promedio (CCI: 0,984, IC: 0,974÷ 0,991), es muy bueno y significativo ($P < 0.001$), indicando una alta fiabilidad intraobservador (Tabla XXI).

Tabla XXI. Valores para el Coeficiente de correlación interclase.	
Valor del CCI	Fuera de la concordancia
> 0,90	Muy buena
0,71-0,90	Buena
0,51-0,70	Moderada
,31-0,50	Pobre
<0,30	Mala o nula

Se corroboran los resultados obtenidos con el Alfa de Cronbach, de 0,984 que nos indica una alta consistencia interna de las medidas tomadas por el mismo evaluador.

El análisis de la variancia indicó que no existen diferencias significativas ente las evaluaciones intra-observador porque la significación es mayor de 0.05, en este caso es de 0,456 (Tabla XXII).

Tabla XXII. ANOVA intraobservador.						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-personas		7,665,586	40	191,640		
Intra-personas	Inter-ele-mentos	4,812	2	2,406	0,793	0,456
	Residual	242,721	80	3,034		
	Total	247,533	82	3,019		
Total		7,913,119	122	64,862		

En la imagen 6.11 se puede observar que la Observación 3 tiende a ser más alta que la Observación 1 y la Observación 2, sin llegar a ser una diferencia estadísticamente significativa.

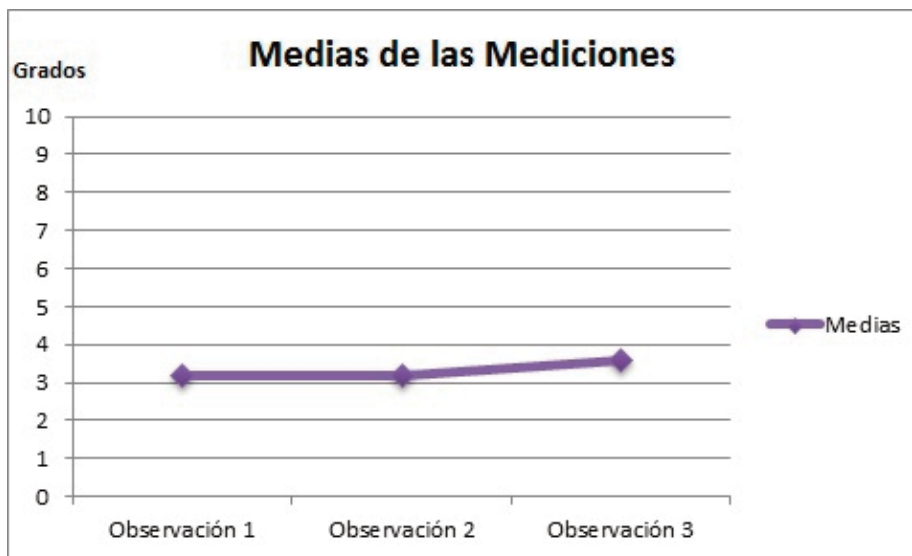


Fig. 6.12. Medias de las observaciones en el estudio intra-observador.

6.5.3. Fiabilidad interobservador.

El estudio se realizó midiendo tres observadores, -el investigador y dos colaboradores- la misma serie de mediciones empleando igual técnica y sin conocer los resultados de los otros observadores antes de hacer la medición.

La fiabilidad interobservador se estudió con el CCI -Coeficiente de Correlación Intraclass- (Tabla XXIII) y con el Alfa de Cronbach.

Tabla XXIII. Coeficiente de correlación intraclass.							
Término del modelo	Correlación interclase (a)	Intervalo de confianza 95%		Prueba F con valor verdadero o			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl 1	gl 2	Sig.
Medidas individuales	0,952	0,921	0,972	60,599	40	80	0,000
Medias promedio	0,983	0,972	0,991	60,599	40	80	0,000

(a) Coeficientes de correlación intraclass de tipo A utilizando una definición de acuerdo absoluto.

El CCI tanto para las medidas individuales (CCI: 0,952, IC: 0,921÷ 0,972) como para las medidas promedio (CCI: 0,983, IC: 0,972÷ 0,991) es muy bueno y significativo. ($P < 0.001$), indicando una alta fiabilidad entre observadores.

En el análisis interobservadores se obtuvo un Alfa de Cronbach de 0,983 que nos indica una alta consistencia interna de las medidas tomadas por los diferentes evaluadores.

El análisis de la variancia indicó que no existen diferencias significativas entre las evaluaciones de los tres observadores (Tabla XXIV).

Tabla XXIV. ANOVA interobservadores.						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-personas		7.554,503	40	188,863		
Intra-personas	Inter-elementos	8,754	2	4,377	1,404	0,252
	Residual	249,326	80	3,117		
	Total	258,080	82	3,147		
Total		7.812,583	122	64,038		

En la figura 6.13 se puede apreciar que el Explorador 1 realizó valoraciones más altas que el Explorador 2 y el Explorador 3 sin que estas diferencias lleguen a ser significativas.

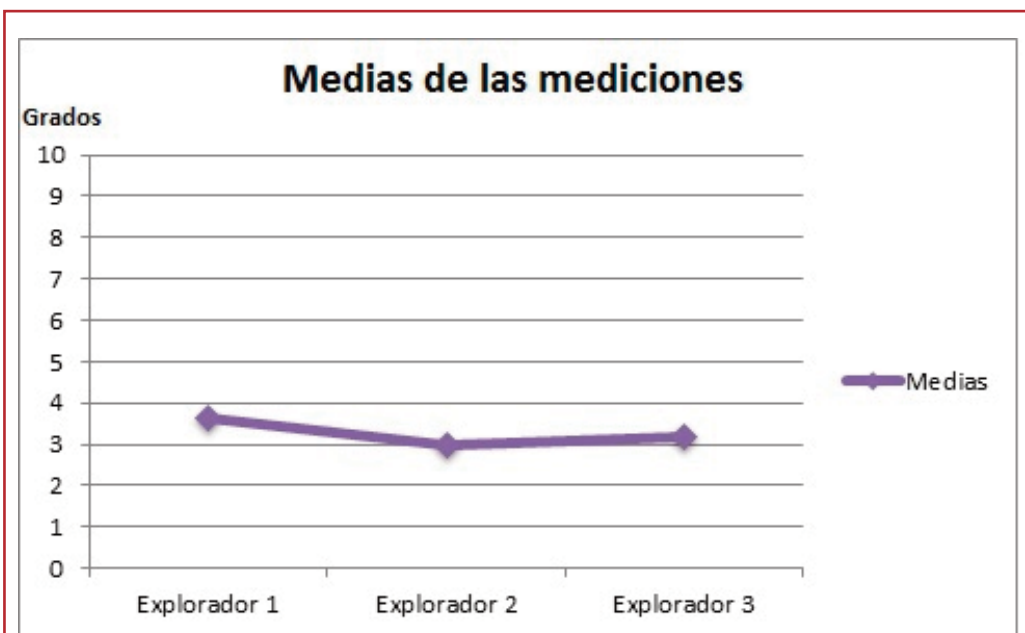


Fig. 6.13. Medias de medias de medidas inter-observador.

La conclusión final de este epígrafe es que hay una alta fiabilidad tanto intraobservador como interobservadores en la medición de los ángulos aparentes.



DISCUSIÓN

Diseño de un protocolo de análisis cinemático bidimensional con videografía de alta frecuencia.

Diseño y validación de un método de corrección de distorsiones en retropié

7. DISCUSIÓN.

En este capítulo se contrastan las propuestas y resultados de esta tesis con los antecedentes recogidos en el Marco Teórico, se analizan los resultados de su fase experimental, se ponen en valor los aspectos positivos y novedosos del trabajo, se detectan sus carencias y se presenta su proyección.

7.1. Contraste con investigaciones precedentes.

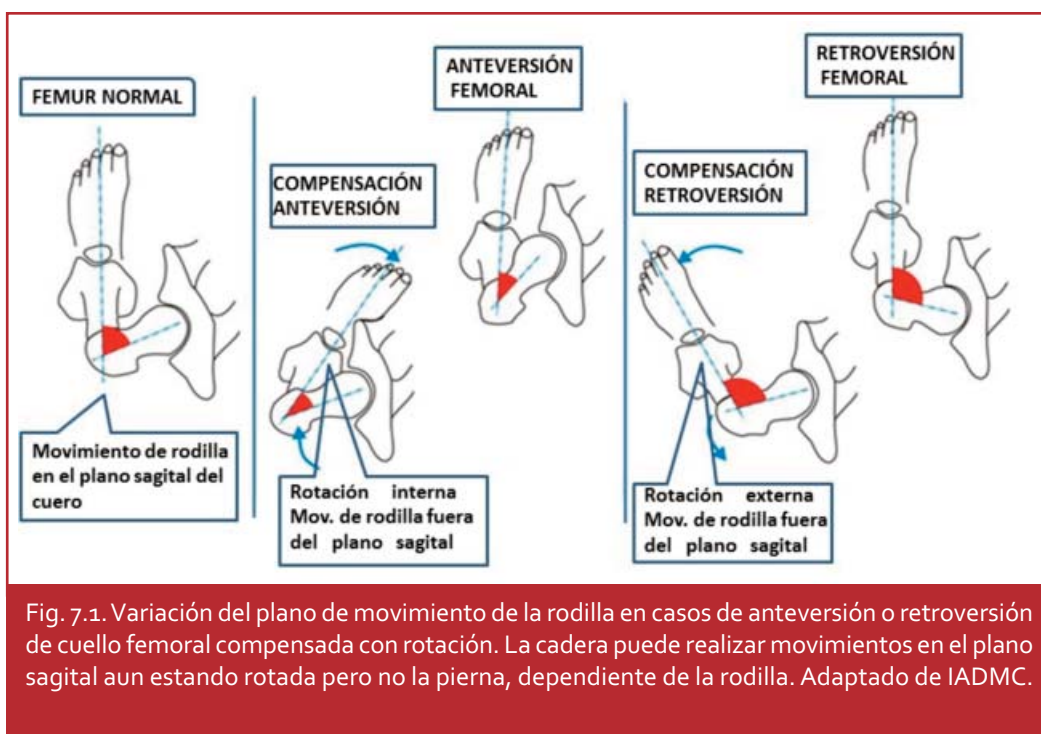
Esta parte del trabajo se ha centrado en el análisis de las investigaciones recogidas en el Marco Teórico, especialmente en los aspectos técnicos descritos sobre los medios, y técnica de grabación y sistemas de análisis de las imágenes. La información anterior ha proporcionado algunas soluciones eficaces que hemos adaptado a nuestro protocolo. En otros casos, es precisamente la ausencia en los trabajos anteriores de aspectos contemplados en nuestro protocolo lo que le da mayor valor al mismo.

7.1.1. Investigación de Van Best.

Van Best et al (1982) usaban un sistema con dos cámaras colocadas a cinco metros de distancia, a ambos lados de una senda de marcha de 10 metros de longitud para grabar la marcha en el plano sagital. Empleaban marcadores ópticos (LEDs), que delimitan nueve segmentos corporales. Afirmaban corregir las distorsiones ópticas, sin que se tengan datos sobre a qué tipo de distorsiones se referían.

Les interesaba el análisis de la marcha en el sentido sagital, siguiendo la tradición de Inman (Inman, Ralston y Todd, 1981). Este es fiable si se conserva la perpendicularidad y se evitan los errores de perspectiva. Cuando se llevan a cabo sobre el conjunto del aparato locomotor, la cámara se suele colocar a la altura de la cadera (Da Silva, Ferreira, da Silva, Verri, Siéssere, Semprini, Regalo, 2014). En ese caso quedan distanciados la rodilla y el tobillo. La distancia de 5 metros es escasa para analizar el aparato locomotor completo evitando los efectos de la perspectiva. Una solución es sectorizar el estudio, limitándolo solo a los miembros inferiores, en cuyo caso, colocando la cámara a la altura de la rodilla tendríamos datos reales de esta articulación y aproximados de tobillo y cadera.

Una fuente potencial de alteración de datos son los movimientos en el plano transversal de la cadera. En caso de anteversión o retroversión de cuello femoral, el miembro inferior adopta una actitud de rotación interna que altera el movimiento de la rodilla en el espacio, que no coincidiría necesariamente con el plano sagital del cuerpo. Dados los múltiples ejes de movimiento de la cadera, este puede desarrollarse en el plano sagital aunque la articulación esté rotada interna o externamente, pero no ocurre igual con la pierna, cuyo movimiento en el espacio está determinado por el único eje de la rodilla, por lo que le afecta directamente la rotación de la cadera (Fig 7.1). Como en todos estos fenómenos, la alteración será más significativa cuanto más acentuadas las rotaciones. Este hecho no suele ser contemplado en los estudios videográficos en el plano sagital.



En este caso de la cadera interesa más un análisis tridimensional o al menos un análisis bidimensional que corrija las distorsiones, ya que están comprometidos los tres planos del espacio, al igual que ocurre en la posición del calcáneo sobre el suelo.

7.1.2. Investigación de Areblad.

Areblad y col (1990) analizaron las diferencias que se producen en las mediciones en función de los distintos alineamientos del pie. También compararon los resultados con un análisis tridimensional empleando los medios de la época. Este estudio previo será comentado en un apartado posterior.

Usaron un tapiz rodante, al que hay que poner objeciones por tres motivos:

- la marcha sobre esta superficie móvil no es similar a la realizada sobre suelo firme.
- desde la visión posterior, durante la fase de apoyo al suelo el pie está retrocediendo sobre el tapiz, por lo tanto acercándose a la cámara, variando la distancia, las condiciones y el enfoque del objeto grabado.
- al estar inclinada, presenta un suelo "en cuesta arriba" que modifica los tiempos de contacto con el antepié y despegue de talón (Riley, Dicharry, Fran, Croce, Wilder y Kerrigan, 2008; Tanishima, Fukuyada, Ishii, Morio y Nagashima, 2014).

Sus resultados son coincidentes con los de este trabajo cuando afirman que si la cámara se alinea con el eje del pie, el resultado es válido, entendiendo como tal el que sea igual al estudiado con 3-D.

7.1.3. Investigación de Hetherington.

Hetherington et al (1990), exploran en dinámica el movimiento de la primera articulación metatarsofalángica, cuestión de vigente actualidad (Zhang, Si, Zhang y Liu, 2014). Para tal fin colocaba una cámara a 0.66 m sobre el suelo y a 0.93 de distancia sobre el pie, que se haya en un área de 62 por 62 cm. El área a estudiar - primer metatarsiano, primer dedo- es más reducida que la de la articulación subastragalina, lo que justifica la cercanía de la cámara. Esta se puso en picado, a 35°, para observar mejor la acción por encima del pie contralateral, lo que provocaría una distorsión que se sumará a una segunda si no sitúa la cámara perpendicular al plano sagital del pie, teniendo en cuenta el ángulo de Fick del paciente, cuestión que no aclara. No se indican medidas correctoras para estas potenciales distorsiones.

En nuestro estudio, la conservación de la perpendicular es esencial.

7.1.4. Investigación de Cornwall.

Cornwall et al (1995), estudiaron el retropié en dinámica, comparando los resultados de un análisis bidimensional y otro tridimensional. En una senda de marcha de 12 metros pusieron una cámara a 60 Hz en un extremo para análisis en 2D y tres cámaras para análisis 3D en el lateral, la primera y la tercera en oblicuo, dirigidas al centro de la pista, y la segunda en la mitad de la senda orientada en perpendicular. Para el análisis bidimensional el sujeto estaría a 5 metros de la cámara, y esta a 0.28 m del suelo y perpendicular al plano frontal.

Se aplicaron 8 marcas, de las cuales cuatro, situadas sobre la cara posterior del extremo distal de la pierna y sobre la cara posterior del calcáneo, fueron para el análisis bidimensional desde el plano frontal posterior. Los resultados del análisis comparativo y su correspondencia con nuestro estudio se incluyen en un apartado posterior.

7.1.5. Investigación de Keenan.

Keenan et al (1996) evaluaron las observaciones inter e intraobservador de cinco expertos sobre 14 pacientes a los que se les hizo un análisis de la marcha, centrada en el retropié, mediante el simple sistema de grabar imágenes en el plano frontal y sagital y el visionado posterior de ambas tomas a la vez. Clasificaban a los sujetos en tres categorías: sin patología, con anomalías no susceptibles de tratamiento y subsidiarios de tratamiento. Concluyeron que el sistema de video-análisis empleado no era fiable.

Esta conclusión es lógica pues el ensayo adolece de numerosas imprecisiones: no se determinó el criterio de clasificación en cada categoría, que dependió de la opinión

de cada experto; No se definieron los parámetros a medir; No consta que se tuviera en cuenta el ángulo de la pierna ni la torsión ángulo tibial (Stranzing, Leidolt y Klimek, 2014). Tampoco se usaron marcadores que faciliten la observación ni técnica alguna de medición exacta, solo la impresión subjetiva del experto, por lo que el análisis era meramente cualitativo. No se realizó ninguna corrección o compensación de los errores de perspectiva o de pérdida de la perpendicularidad del área en estudio, el retropié.

La disposición del laboratorio fue adecuada para el plano frontal, pero no para el plano sagital. No consta que los exploradores usaran las opciones de movimiento lento, pausa o retroceso.

7.1.6. Investigación de Mannon.

Mannon y col. (1997) compararon un sistema de videgrabación con otro goniométrico en el estudio dinámico de la articulación subastragalina. Usaron una senda de marcha de 12 metros en la que la cámara a 50 Hz se coloca a 5 metros detrás del sujeto. Se calibró tomando como referencia una distancia conocida en el campo de visión. Se marcaron dos referencias sobre la cara posterior de la pierna y otras dos sobre la del calcáneo.

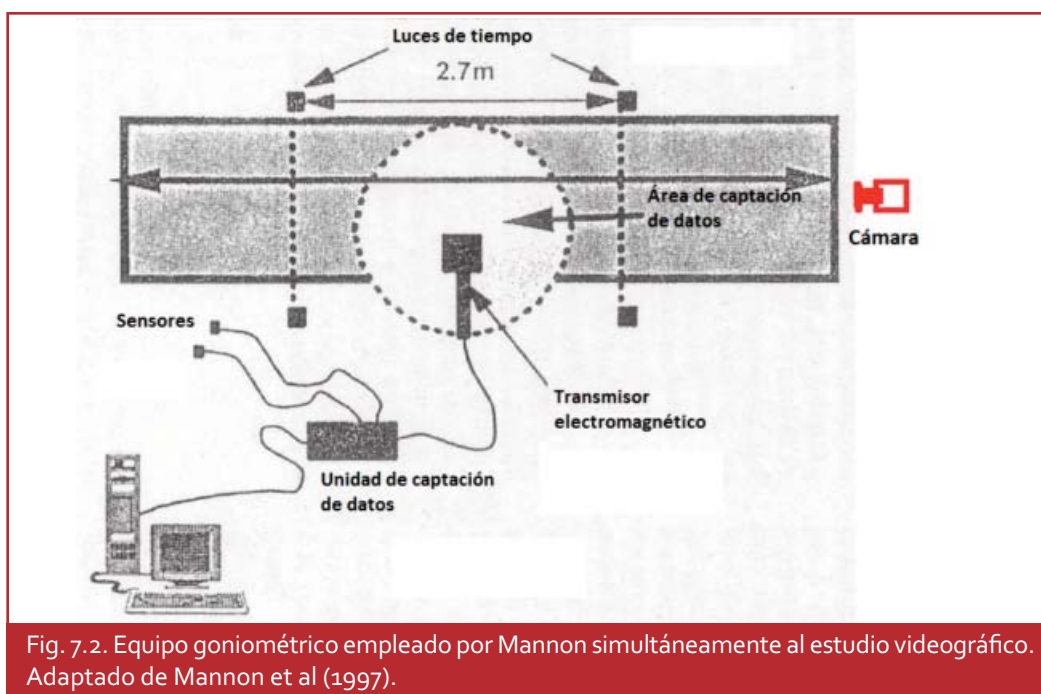


Fig. 7.2. Equipo goniométrico empleado por Mannon simultáneamente al estudio videográfico. Adaptado de Mannon et al (1997).

Cómo en otros casos, no se detalló el sistema de calibración de la cámara ni se tuvo en cuenta la falta de perpendicularidad –desviaciones en el plano sagital y en el plano transversal- de los elementos videografiados: pierna y retropié. Tampoco se definió en que tramo de la senda se realiza la grabación válida, por lo que no se sabe la distancia definitiva entre la cámara y el objeto.

Tienen en consideración la relación del calcáneo con la pierna más que la de este con el suelo, en línea con lo que describe Root et al (1991).

7.1.7. Investigación de Massé.

Massé et al (2000) analizaron el efecto de las ortosis plantares en dinámica mediante una cinta rodante, centrándose en la ASA. Marcaron con dos puntos la bisección de la cara posterior del calcáneo y con otros dos la bisección de la pierna. Las marcas del calcáneo fueron trasladadas detrás del calzado mediante un ingenioso soporte fijado al propio calcáneo. Situaron la cámara, perpendicular a la espalda del sujeto, a 4.3 m del centro del encuadre y se elevó a 0.32 m del suelo. Se hizo un test previo con una rejilla.

Despreciaron el factor de distorsión del ángulo de emplazamiento del pie (ángulo de Fick), considerando que si es menor de 20° no tiene influencia en la medición. No hacen estudios sobre sujetos con rotaciones mayores.

El uso de cinta rodante ya ha sido comentado en un apartado anterior.

Como quedará demostrado con el presente estudio, es esencial considerar la inclinación en el plano sagital de la cara posterior del calcáneo y de la propia pierna, un factor que, unido a la rotación de la pierna, distorsiona la imagen obtenida. No nos parece correcta la ignorancia de este factor pues en el presente estudio se demuestra su importancia. Al no disponer de cámara lateral, no se pueden obtener esos datos. La distancia de 4.3 m parece adecuada teniendo en cuenta que pretendieron estudiar pie y pierna.

Es muy ingenioso el sistema para trasladar las marcas del calcáneo fuera del zapato, pero habría que estar seguro de su fiabilidad. En un estudio anterior para contrastar el efecto pronador de dos tipos de ortosis plantares, se resuelve el problema de las marcas sustituyendo el material original del calzado en el retropié por otro transparente para la ocasión, quedando visibles dichas marcas (Fig. 7.3). En este estudio no disponían de cinta rodante con plataforma de fuerzas pero colocaron unos interruptores en la suela del calzado, a nivel del antepié, que encendían una luz cuando pisa esa parte, con lo que se sabía cuándo comenzaba el periodo de apoyo medio (Brown, Donatelli, Catlin y Wooden, 1995).

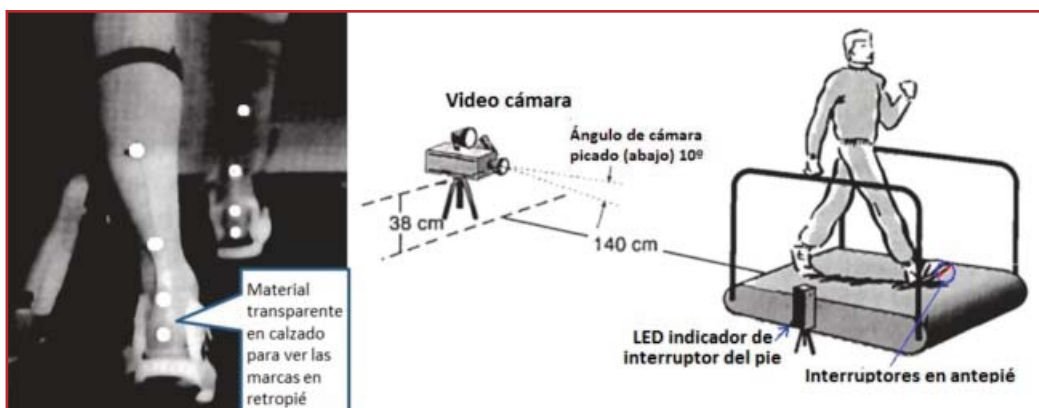


Fig. 7.3. Técnica usada por Brown et al (1995) para visualizar las marcas en retropié y para registrar el momento en que el antepié contacta con el suelo. La luz se enciende cuando pisa y es visto por la cámara. El picado de la cámara (10°) es adecuado para contrarrestar la inclinación anatómica del talón hacia delante en el plano sagital. En nuestro trabajo se usan las tablas correctoras que se adaptan a las diferentes inclinaciones en este plano. Adaptado de Brown et al (1995).

También es simple y eficaz el test previo mediante rejilla que emplearon Massé et al (2000). Es análogo al uso de rejilla de fondo que se propone en nuestro método, que sirve tanto para comprobar la ausencia o la importancia de las distorsiones ópticas como de referencia en los movimientos del pie, que resultan más evidentes con el mencionado fondo.

7.1.8. Investigación de McPoil.

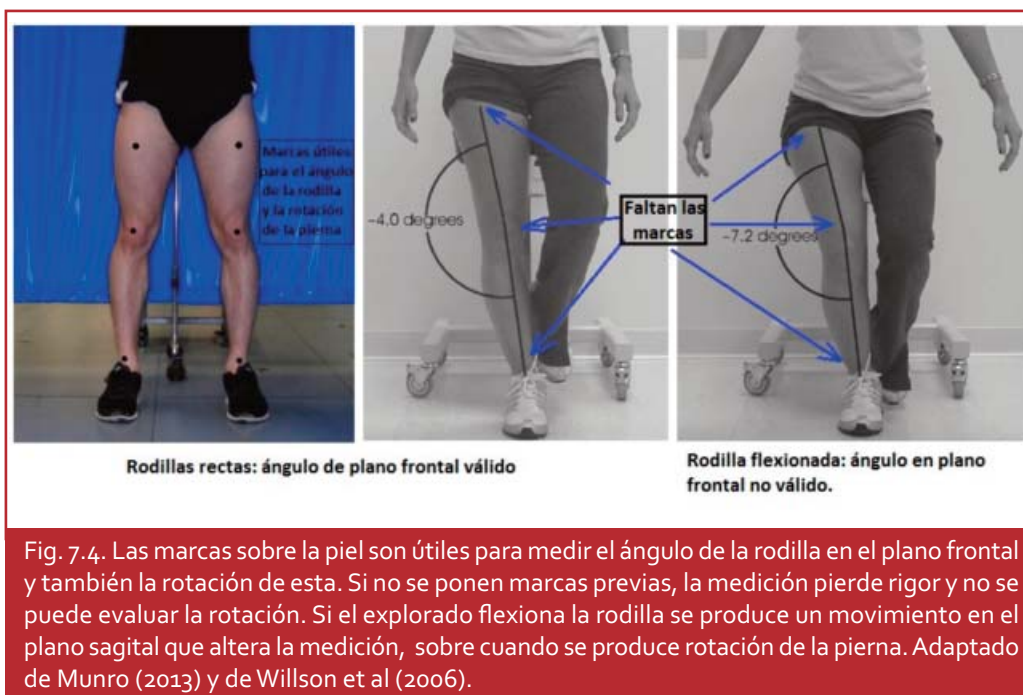
McPoil et al (2000) estudiaron la influencia de las ortosis plantares en la rotación de la tibia. Para ello emplearon un sistema de análisis cinemático bidimensional aplicando un marcador tibial. El análisis se hizo en una senda de marcha de 12 m con la cámara, a 60 Hz, en el extremo hacia el que camina el sujeto. Se calibró mediante el conocimiento de la distancia lineal y el uso de lentes correctoras y estudios previos que serán comentados en un apartado posterior.

La senda de marcha era adecuada sin consideramos que el área a grabar es como mínimo desde el suelo hasta encima de la rodilla, si bien no especificaron en qué tramo se grabaron las imágenes válidas.

El uso del puntero sobre la pierna magnifica la visión de la rotación al alargar el brazo de palanca ya que el desplazamiento del extremo del marcador es mayor que el de la piel donde se asienta. Una alternativa es el uso de una marca plana adherida sobre la piel, que en nuestro trabajo se coloca en la cara frontal del extremo distal de la pierna para observar los movimientos rotacionales de la misma desde la visión frontal anterior. Munro (2013) propone marcas para analizar el ángulo de la rodilla en el plano frontal con análisis bidimensional. También lo hacen Willson et al (Willson, Ireland y Davis, 2006) incluso sin incluir marcas previas.

El sistema es válido si los elementos se mantienen perpendiculares al eje de la cámara, como ocurre cuando el individuo está de pie (Fig. 7.4). Si este flexiona las rodillas,

interviene un movimiento en el plano sagital, para el que la cámara puede no estar correctamente colocada, y el ángulo medido puede no ser real. Tal caso parece ocurrir en el trabajo de Willson et al (2006).



7.1.9. Investigación de Wit.

De Wit et al (2000) hicieron un estudio comparativo entre corredores calzados y descalzos. El laboratorio de análisis bidimensional, instalado en un campo de deportes constaba de una senda de marcha de 30 m dotada de plataforma de fuerzas y cámara de alta frecuencia a distintas velocidades y distancias. Se colocaron marcas en el cuerpo entero en el plano sagital y en la cara posterior del pie en el plano frontal.

Hay que resaltar la dimensión de la pista, descartando la cinta rodante. Improvisaron el laboratorio en el propio campo de deportes.

Este estudio estaba focalizado en el comportamiento de la articulación subastragalina y en el estudio de la zancada, incluyendo tobillo, rodilla y cadera. Resulta extraño el hecho de que emplearan distintas velocidades de grabación en función de la cámara, más aún cuando las centradas en el pie funcionan una a 200 Hz y otra a 400Hz. Incluso hay una tercera sagital a 25 Hz, cuya utilidad no queda clara. No se explica esta diferencia, que podría ocasionar problemas de sincronización.

La distancia de la cámara frontal encuadrada en el parte posterior del pie era adecuada para evitar problemas de perspectiva pero no tiene en cuenta la pérdida de la perpendicularidad en el plano sagital ni en el plano transversal (ángulo de Fick), planteados en esta tesis. Así mismo, esa distancia con un encuadre tan restringido

genera una profundidad de campo muy reducida, por lo que habría que cerrar mucho el diafragma para contrarrestarlo. Como grabando a alta frecuencia la velocidad de obturación es también alta, habría que usar una iluminación potente (Vollmer y Möller, 2011). No plantearon la conveniencia de una visión anterior, que aportaría datos del comportamiento del antepié en su abordaje al suelo.

Un caso extremo de trabajo de campo en el medio natural de la muestra es el realizado por D'Août et al (D'Août, Pataky, De Clercq y Aertes, 2009) en la población rural india –Asia-, cuya principal característica es que muchos habitantes caminan siempre descalzos (Fig. 7.5). En esta investigación compararon un grupo de caminantes descalzos con otro calzado, con la intención de conocer la forma y el comportamiento del pie en parámetros como el descenso del escafoides y otros. Solo llevaban una plataforma de presiones portátil, un ordenador portátil y dos cámaras a 25Hz con trípodes. Realizan un estudio cinético y cinemático sagital donde una cámara encuadra el cuerpo entero -colocada a la altura de la cadera- y otra solo la pierna y el pie, ambas perpendiculares al plano sagital. No hay detalles de las distancias.



Fig. 7.5. Muestras de pies atávicos donde el 1º dedo no está sometido a la opresión modeladora del calzado. Fotograma de un video-análisis centrado en el pie y realizado sobre su cara interna, en el que el abalorio tapa la marca del maléolo. A destacar la referencia en el 1º dedo para dar rigor a la medición de la flexión dorsal relativa de la 1º AMF. Adaptado de D'Août et al (2009).

Aunque afirmaban que lo adecuado era un análisis cinemático 3D, encontraron que este sistema era operativo en el trabajo de campo.

7.1.10. Investigación de Alkjaer.

Alkjaer et al (2001) calcularon los movimientos articulares del miembro inferior durante la marcha mediante métodos 2D y 3D dinámico inverso. Este tipo de análisis es aquel en que se tienen en consideración los momentos y fuerzas de reacción del suelo, calculadas teóricamente a partir de modelos generados cinemáticamente.

Se colocaron marcas esféricas reflectantes situadas en la cabeza del primer metatarsiano, el talón, el maléolo lateral, el tubérculo tibial, el epicóndilo femoral lateral, el trocánter mayor, la espina iliaca anterosuperior y el sacro. Por tanto es un experimento destinado a conocer los movimientos en el plano sagital, donde tradicionalmente el grado de fiabilidad de los sistemas 2D ha sido considerada aceptable (Fatone y Stine, 2015). Resulta extraño el empleo de la cabeza del I metatarsiano, ya que queda oculta por el propio pie

si se observa de la zona lateral. Es más lógico colocarlo en la cabeza del V metatarsiano. Debió definirse en que parte del talón se coloca la marca, que convendría situar en un punto todo lo posterior posible, y a la misma distancia que tenga la marca que debería ir en la cabeza del V metatarsiano. Así ambas formarían una línea paralela al suelo y la distancia entre el maléolo y la marca del talón sería lo suficientemente larga para constituir un indicador fiable.

El uso de cámaras a 50 Hz resta precisión al análisis, aunque se pudieron calcular los movimientos netos de flexo-extensión del tobillo, la rodilla y la cadera mediante modelos biomecánicos en 2D y en 3D integrados en el mismo ensayo.

Como resultado, llegaron a la conclusión de que los movimientos detectados por el modelo 2D y 3D eran muy similares y que el modelo de 2D se podía usar en el análisis de la marcha con fiabilidad.

7.1.11. Investigación de Braidot.

Braidot et al (2001) desarrollaron su trabajo pensando en la carencia de recursos tecnológicos sofisticados. Empleando cámaras analógicas a pesar de que ya estaban en el mercado las digitales (Dancy, 2014) y desentrelazaron los fotogramas para doblar su número. El laboratorio, diseñado para el análisis sagital de la marcha, constaba de una senda de marcha de 4 metros con un marco de calibración en la cara orientada a la única cámara, que estaba dotada de un anillo de iluminación potente para reflejar bien la luz de las marcas. Se situaba a 4 metros de distancia de la senda, perpendicular a esta.

Programaron un sistema para compensar las pequeñas alteraciones debidas a la imperfecta ubicación de la cámara, basados en el marco de referencia colocado junto a la senda de marcha y a la aplicación de algoritmos correctores en tres pasos.

Los análisis sagitales bidimensionales del cuerpo completo son relativamente frecuentes pero tienen el inconveniente de que el modelo del pie se reduce generalmente a la pierna y el pie articulados por el tobillo. La primera articulación metatarsofalángica, por ejemplo, no es analizada, a pesar de su importancia en la dinámica del pie en particular y del aparato locomotor en general (Rao, Song, Kraszewski, Backus, Ellis, Md y Hillstonm, 2011), si bien es cierto que la valoración de la articulación se ve dificultada en el plano sagital debido a la oclusión por el resto del pie.

La distancia empleada desde la cámara hasta el objeto (4 m) es muy corta para contrarrestar los problemas de la perspectiva. Desde la propuesta de esta tesis, debería ser de al menos 12 m, lo equivalente a multiplicar por 6 el campo de visión que se emplea en Podología, próximo a la rodilla. Wit et al (2000) emplean 7.9 m.

Recientemente, Díaz et al (2013), retomaron la idea actualizándola con los equipos de consumo disponibles posteriormente. Emplearon una cámara profesional de Sony® a 30 Hz -60 por desentrelazamiento- y analizan las imágenes con el programa Cinemed® (Fig. 7.6).

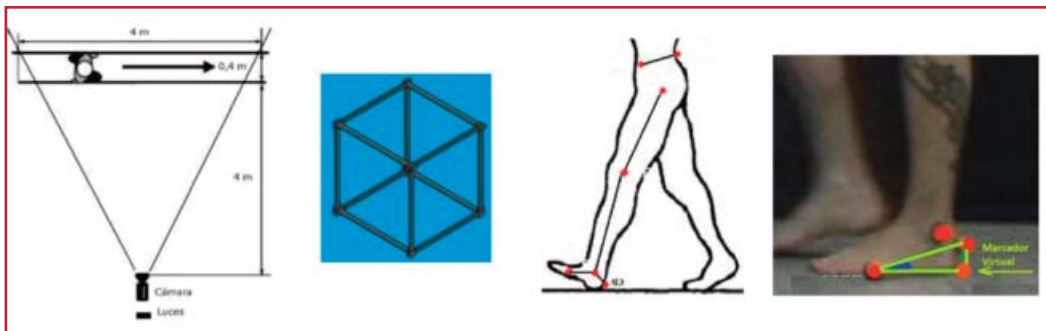


Fig. 7.6. Laboratorio de Díaz et al (2013), actualización del de Braidot et al (2001), fundamentalmente en la parte del procesamiento de las imágenes. Plano, cubo de calibración, localización de marcadores y uso de marcadores virtuales, no colocados con anterioridad.

Destacan el uso de marcadores virtuales para que el programa corrija errores de colocación de los marcadores físicos. En el caso del pie, el posterior del calcáneo se cambió por otro más plantar, con posterioridad a la grabación de las imágenes. El marco de calibración inicial en el proyecto de Braidot se ha sustituido por un cubo, de carácter tridimensional, ya que el del primer trabajo era bidimensional.

Llama la atención que no usaran de cámaras de alta frecuencia, ya disponibles y a un coste menor que el equipo profesional empleado.

7.1.12. Investigación de Brunnekreiff.

Brunnekreiff et al (2005) analizaron la capacidad del videoanálisis para observar la marcha de personas con distintas alteraciones de la misma. Las imágenes serían evaluadas por cuatro profesionales de distinta experiencia.

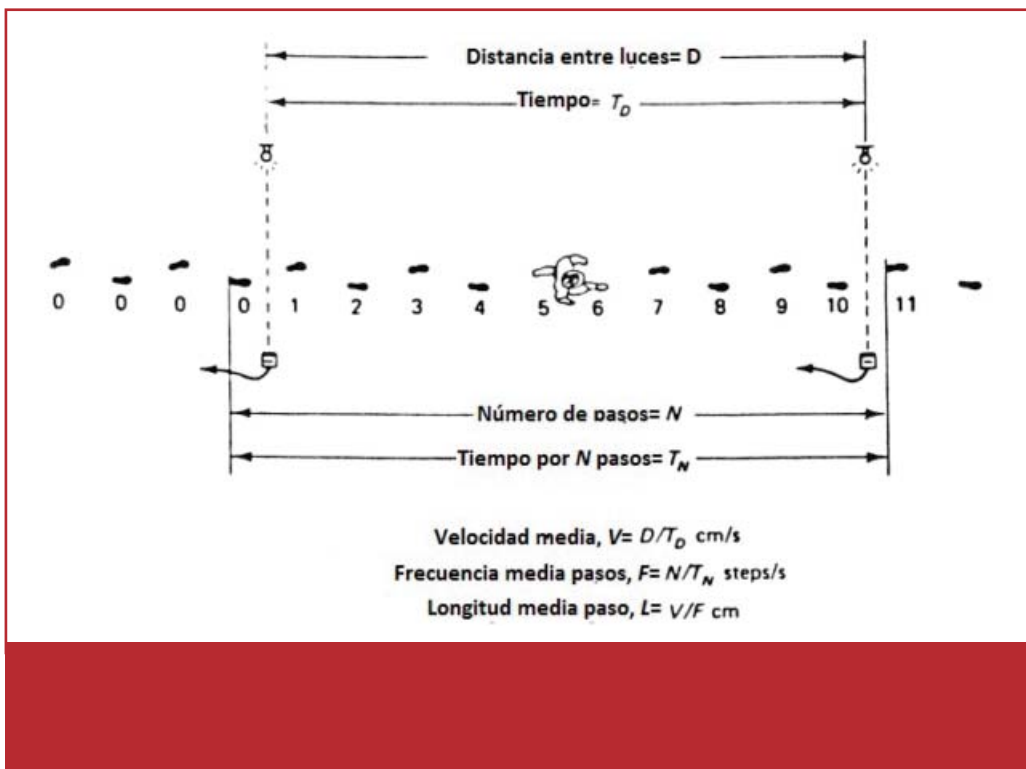
Usaron una cámara a 24Hz, una frecuencia propia del cine (Fundación Lumiere). Montaron la senda de marcha en un semicírculo de 15m con un radio de 10, de modo que la cámara se situaba en el centro del radio y seguía, haciendo panorámica, a los pacientes explorados. Estos recorrían el trayecto de derecha a izquierda y de izquierda a derecha, con lo cual se podían estudiar los dos lados en el plano sagital. Tenía la ventaja de que se analizaban varios pasos en similares condiciones, manteniendo la misma distancia entre la cámara y el objeto. Por el contrario, el hecho de caminar en semicírculo puede modificar el patrón de marcha. Se necesita un buen trípode y el operario ha de estar entrenado en esta maniobra (Feldman, 1995).

El radio de 10 metros es una distancia aceptable para analizar el cuerpo entero. Para usarlo en la carrera real, se podría aprovechar los ángulos de las pistas en circuito de los estadios, que suelen tener el peralte adecuado para contrarrestar la fuerza centrífuga.

Los pacientes hacían también un recorrido de 5 m desde y hacia la cámara para grabar el plano frontal anterior y posterior. Si la cámara está situada al final de ese trayecto, la distancia suprimir es corta y existirían problemas de enfoque si se quieren analizar todos los pasos.

Usaron el programa de edición de vídeo profesional (Adobe Premiere® 6.0) el cual, entre otras posibilidades, permite incorporar en una misma pantalla varias imágenes en movimiento, que se visionan simultáneamente. Esta herramienta se ha usado puntualmente en nuestro trabajo.

La ausencia de marcas y parámetros definidos de exploración sugiere que es una prueba cualitativa. Es necesario establecer elementos objetivos a analizar, existiendo diferentes formas de hacerlo, algunas simples pero efectivas, como es el caso de Cerny et al (Cerny, 1983; Öberg, Karsznia y Öberg, 1993) que solo usan un cronómetro y las huellas impresas en la senda de marcha (Fig. 7.7).



7.1.13. Investigación de Munuera.

Munuera et al (2006) reprodujeron la técnica de Hetherington et al (1989), para estudiar la influencia de las ortosis plantares en la flexión dorsal de la primera articulación metatarsofalángica en pies valgos. Usaron equipos actualizados basados en sistemas de grabación DV europeos, que tienen ventajas por su mayor calidad y el inconveniente de que funcionan a 25 Hz.

Debían presentar los mismos fenómenos de distorsión oculta que tenía el trabajo de Hetherington (1989) debido a la falta de perpendicularidad respecto al plano grabado. No obstante, los datos obtenidos debieron ser válidos para los propósitos de la investigación por cuanto se aprecia el comportamiento de la articulación en estudio en las dos situaciones, con y sin ortosis. En ambos casos, las posibles distorsiones eran equivalentes.

Un trabajo que guarda relación con el anterior fue el de Hopson et al (Hopson, McPoil y Cornwall, 1995) en que compararon tres sistemas de medir la flexión dorsal de la 1ª AMF: en descarga, en semicarga sentado, simulando la dinámica y en dinámica real, esta última mediante videografía en 2D. Para esta, grabaron al explorado desde el plano sagital con la cámara VHS a 60Hz, a 3 m de distancia, elevada a 0.28 m del suelo (Fig. 7.8). Para aumentar la fiabilidad usaron lentes correctoras, colocaron referencias en la senda y grabaron previamente ángulos conocidos, cotejando los ángulos grabados con los reales. Encuentran diferencias de 5°, aproximadamente, lo que guarda relación con los registrados por nuestro trabajo, si bien en el caso de Hopson no se especifica si la cuantía de la diferencia va en relación al grado de distorsión y cómo se corresponden los dos datos. Tampoco se detalla a qué tipo de distorsión se refiere.



Fig. 7.8. Tres técnicas para medir la flexión dorsal de la 1ª AMF en estática, antes de medirla en dinámica. Fotos de mala calidad en la copia original obtenida, incluidas por su valor testimonial. Adaptado de Hopson et al (1995).

En este caso, Hopson et al (1995) usaron una distancia mayor de la cámara al sujeto, esta se halla más paralela al suelo y se tomaron otras medidas no especificadas para aumentar la fiabilidad.

7.1.14. Investigación de Zammit.

Zammit et al (2007) estudiaron la eficacia de las ortosis plantares en el control de los pies valgos y sus síntomas relacionando el Índice Postural del Pie con un Cuestionario del Estado de Salud del Pie y un video-análisis en 2D del plano frontal posterior.

Utilizaron una cámara de consumo Sony® (formato DV). Siguiendo a Inman et al (Inman y Mann, 1993), tomaron las distancias relativas de los maléolos con el centro de la suela del zapato en su cara posterior para analizar los movimientos en pronación y supinación de la ASA. En pronación, el maléolo medial se halla más prominente y en supinación, ocurre lo mismo con el maléolo externo. Para ello realizaron unas fotos previas del retropié en Posición Neutra del Calcáneo en Apoyo y en Posición Relajada del Calcáneo en Apoyo, comprobando este fenómeno. Este sistema sirve para analizar el comportamiento de un pie calzado sin ver la cara posterior del talón oculta por el zapato (Fig. 7.9). Sin embargo, no aporta ángulos de calcáneo sobre el suelo, que es uno de los referentes estándar en estos estudios y el empleado en nuestro trabajo.

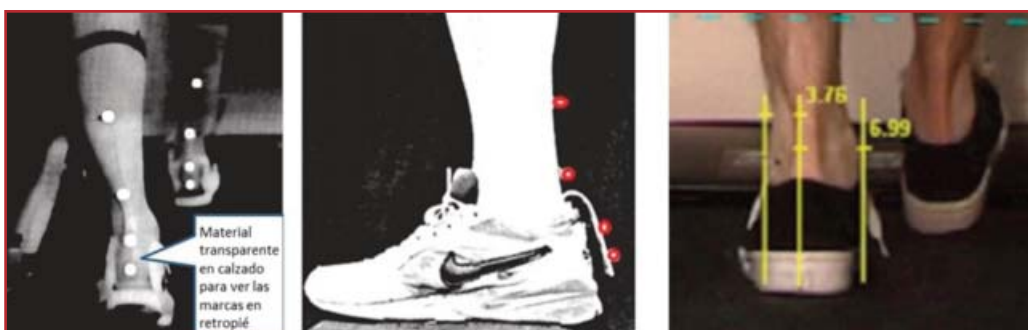


Fig. 7.9. Tres formas de medir el comportamiento del retropié con el pie calzado, en todos los casos para testear el funcionamiento de ortosis plantares (Brow, 1995; Massé et al, 2000; Zammit et al, 2007).

Tampoco consideran la perpendicularidad en los planos frontal y transversal cuya falta origina distorsiones. Es positivamente valorable que el estudio sea una combinación de pruebas subjetivas, pruebas estáticas y pruebas dinámicas, circunstancia no muy frecuente en los ensayos de este tipo.

Otros autores proponen sistemas que sí permiten cuantificar las modificaciones del calcáneo de manera convencional (Brow, 1995; Massé et al, 2000; Zammit et al, 2007).

7.1.15. Investigación de Ball.

Ball (2008) analizó el gesto del disparo del balón con el pie. Plantea un escenario apto para el análisis sagital bidimensional basado en grabaciones a alta frecuencia (500Hz) obtenidas con una cámara de investigación. Usó siete marcadores repartidos entre el antepié, el tobillo, la rodilla, la cadera y el hombro, dos en las dos últimas áreas. Se analizó el movimiento entre el despegue del pie y el contacto con el talón. La cámara estaba enfocada y encuadrada hacia donde se hacía el disparo y unos evaluadores registraban por medios visuales la distancia a la que llegaba el balón. No constan las distancias entre cámara y objeto ni el punto central del encuadre.

El análisis bidimensional en el plano sagital puede no ser adecuado en un gesto que implica importantes movimientos de hombros y cadera en el plano transversal, lo que afectará a la fiabilidad de la medida (García y Ardá, 2004). No obstante, el resultado puede ser válido si lo que se pretende es solo una comparativa entre distintos elementos a los que les afecta las mismas alteraciones.

Herazo (2013) analizó el saque de banda a mano, donde es evidente que los movimientos rotacionales son menores, por lo que se puede aplicar un método de videoanálisis bidimensional simple, apoyándose en el programa Kinovea® (Fig. 7.10).



Fig. 7.10.- Análisis bidimensional simple en el plano sagital en un gesto con escaso componente rotacional. Los ángulos hallados en la articulación del codo son aproximados, pues al estar los brazos abiertos en cierta media, hay un movimiento en el plano frontal que no se puede cuantificar desde el plano sagital. Adaptado de Herazo (2013).

7.1.16. Investigación de Soda.

Soda et al (2009) afinaron el diseño del laboratorio de análisis bidimensional de la marcha con elementos como una senda de marcha milimetrada, células fotoeléctricas para controlar el tiempo, cámara de alta frecuencia (grabando a 210Hz), posición cuidadosa de la misma para lograr la perpendicularidad y uso de marcadores adhesivos que identifiquen bien las referencias a medir.

Destaca la aplicación de algoritmos para predecir la trayectoria de las zonas ocluidas por otros elementos anatómicos interpuestos, denominados en su conjunto Filtros Kaplan, aplicables a distintas disciplinas (Martínez, Gómez y Romero, 2009). En esa predicción se tienen en cuenta tanto los fenómenos altamente predecibles como el componente aleatorio o caótico de los mismos (Fig. 7.11).

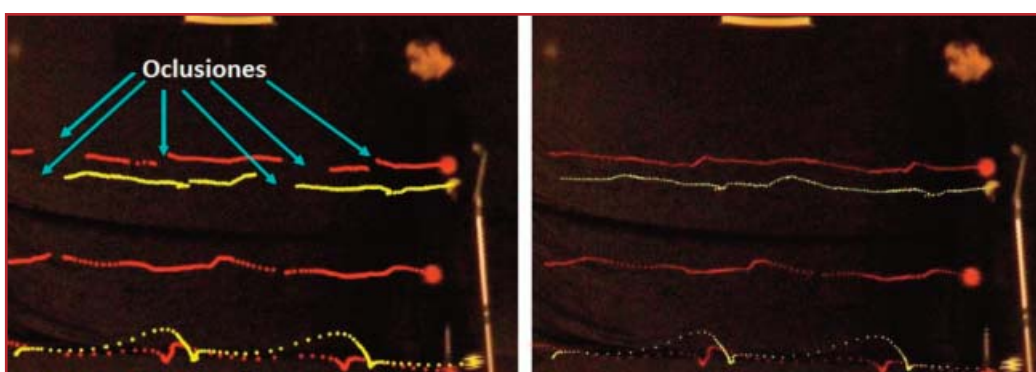


Fig. 7.11. Aplicación de los Filtros Kalman para predecir la evolución de la marca allí donde el brazo se ha interpuesto y la cámara no la ha podido captar. En la imagen de la derecha se ve la trayectoria "rellena". Adaptado de Soda et al (2009).

Se ha programado para seguir automáticamente las marcas, con lo que se obtienen los diagramas básicos de la cadera, la rodilla y el tobillo.

La representación del pie sigue siendo simple, solo tobillo, aunque adquiere datos del pie contralateral gracias a los marcadores internos puestos en la 1º AMF y en la cara interior del calcáneo.

Destaca el diseño del linóleo que sirve como senda de marcha que, además de estar dividido en cuadrículas milimétricas, tiene un entramado de franjas de distintos tonos que facilita la ubicación del pie en la zona. No obstante, cabe mencionar que cuando las cámaras de consumo graban a alta velocidad pierden calidad y no siempre se distinguen con precisión estos detalles, más aún si el enfoque no es preciso o las imágenes están subexpuestas.

La cámara está emplazada a 4 metros de la zona enfocada, perpendicular a la senda de marcha, distancia corta para abarcar el cuerpo entero, lo que no permite cerrar el ángulo con el zoom en posición tele. El sistema no está diseñado para el estudio preciso del pie, a diferencia del nuestro, y no incluye visión frontal posterior, esencial para conocer el funcionamiento de la ASA.

7.1.17. Investigación de Rathleff.

Rathleff et al (2010) analizaron por un lado el cambio en dinámica del ángulo del arco longitudinal –interno- formado por la cabeza del primer metatarsiano, la tuberosidad del escafoides y la prominencia del maléolo interno y por otro el descenso del escafoides. Observaron el comportamiento de ambos elementos en el plano sagital, focalizando la cara interna del pie, cuya imagen se verá temporalmente ocluida por el otro pié durante el desarrollo del paso. El citado ángulo fue previamente estudiado por McPoil et al (McPoil y Cornwall, 2007) que comparó su valor en estática y en dinámica (Fig. 7.12). Este había realizado un análisis videográfico tanto de la marcha como de la carrera en una pista de 25 m, colocando la cámara a 2.98 m perpendicular al punto de grabación y paralela al suelo, sin determinar la altura.

Rathleff et al (2010), usaron un tapiz rodante y solo analizaron la marcha, no la carrera. Además, aumentaron las marcas, colocando otra más en el talón, a la misma distancia del suelo que la de la cabeza del 1º metatarsiano.

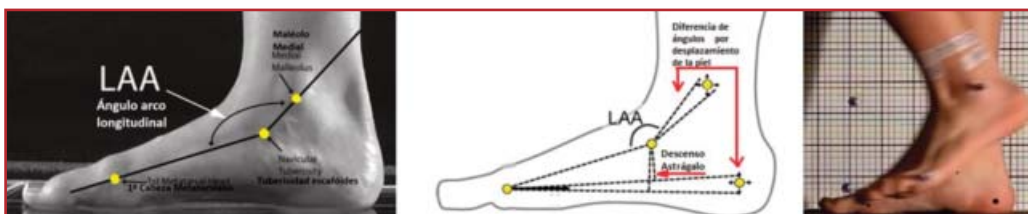


Fig. 7.12. Definición del Ángulo del arco longitudinal por McPoil et al y especificaciones de las referencias por Rathleff et al, donde se indica la justificación de la marca sobre el retropié y las variaciones angulares debido al desplazamiento de la piel. Adaptado de McPoil et al (2007) y Rathleff et al (2010). Oclusión de la cara interna del pie por el contralateral.

La finalidad de la marca del talón era formar una línea al unirse con la del 1º metatarsiano que sirviera de referencia para medir el descenso del escafoide. El estudio de Rathleff et al (2010) analiza los errores debido al desplazamiento de la piel sobre la que se fija la marca, que son significativos en la del maléolo interno y en la del calcáneo. Estos movimientos alteraban los resultados. Todo análisis videográfico que use referencias podrá tener este problema y siempre será más preciso medir sobre una referencia que localizarla en la propia imagen, donde solo podemos ver una representación del segmento corporal, no directamente este ni tocar sus elementos anatómicos.

El uso de la cinta rodante en un planos sagital centrado en el pie tiene el inconveniente de que el pie se está moviendo hacia atrás cuando está apoyado en el suelo con lo que dificulta su observación dinámica, además de otras diferencias (Lee y Hidler, 2008).

El equipo de grabación estaba orientado a la investigación y forma parte de un sistema que incluye ordenadores y programas informáticos, lo que obliga a disponer de tecnologías complejas y a saber manejarlas.

7.1.18. Investigación de Borel.

Borel et al (2011) indagaron sobre el uso por los facultativos de la videografía bidimensional en el análisis biomecánico de niños afectados por parálisis infantil. Tomaron y visualizaron imágenes a 50Hz en el plano frontal y en el plano sagital, sin especificar las condiciones ni las características del laboratorio usado. Tampoco se indicó que marcaran referencias previas. Para ver las imágenes se usó un programa común (Windows Media Player®) y se aplicó la herramienta Dartfish®, análoga al popular Kinovea®.

Es de resaltar el uso de un protocolo de observación de la marcha en casos de parálisis, en concreto la Escala Observacional de la Marcha, aunque aplicada sin medios técnicos por Boyd RN et al (1999), con motivo del estudio de los efectos de la toxina botulínica en estos casos (Fig. 7.13).

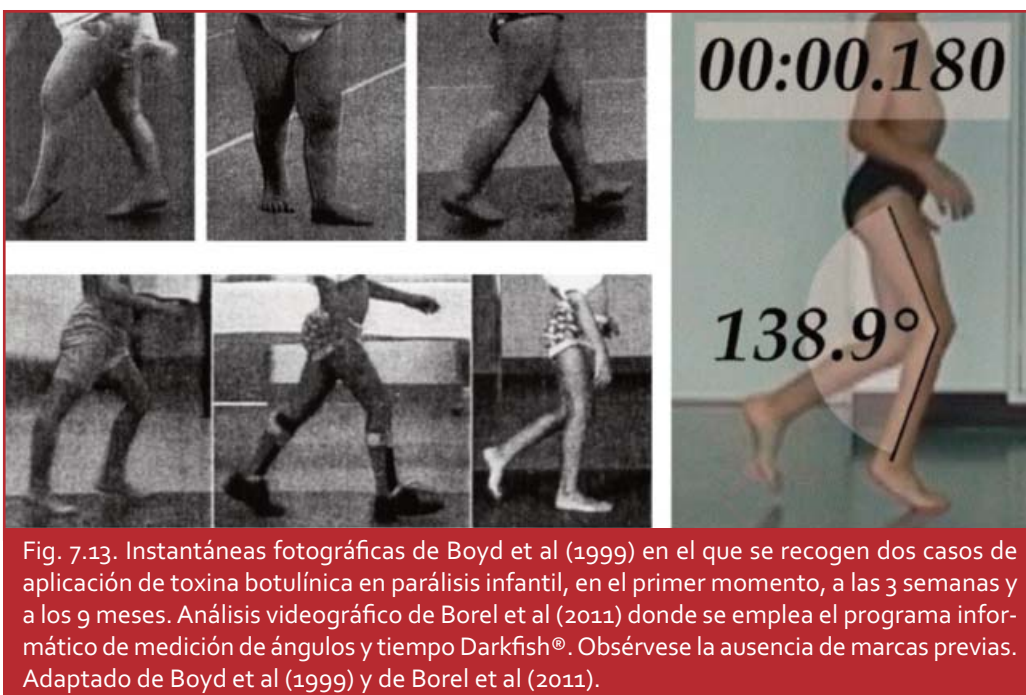


Fig. 7.13. Instantáneas fotográficas de Boyd et al (1999) en el que se recogen dos casos de aplicación de toxina botulínica en parálisis infantil, en el primer momento, a las 3 semanas y a los 9 meses. Análisis videográfico de Borel et al (2011) donde se emplea el programa informático de medición de ángulos y tiempo Darkfish®. Obsérvese la ausencia de marcas previas. Adaptado de Boyd et al (1999) y de Borel et al (2011).

Otros estudios ha validado esta escala indicada para los casos de parálisis cerebral infantil, mediante el empleo de análisis videográfico (Araújo, Kirkwood y Figueiredo, 2009).

El protocolo el análisis de la marcha, aunque sea sin medios técnicos, debe estar claramente establecido. En el caso del Método Clínico Podológico Básico, adaptado a pacientes susceptibles de tratamiento quiropodológico, se recomiendan 5 elementos mínimos, orientados a la observación del pie en dinámica: i) asimetría en la marcha, ii) ángulo y base de marcha, iii) secuencia de la fase de apoyo, iv) signos de pronación o supinación aumentado y/o prolongada, v) hiperextensión del 1º dedo, vi) movimientos rotacionales (Espinosa et al, 2013).

En el estudio de Borel et al (2010) se puede destacar el empleo de herramientas de análisis videográfico, pero habría sido más efectivo concretar los elementos y parámetros de medición y usar marcadores previos. Así mismo, hay que sistematizar la toma de imágenes adoptando los medios que contrarrestan las distorsiones de la perspectiva y la falta de perpendicularidad en la medida que sea posible.

7.1.19. Investigación de Bencke.

Bencke et al (2012) analizaron con un análisis cinemático bidimensional y tridimensional simultáneamente el comportamiento del arco longitudinal medial y su deformidad en carga dinámica. Concluyeron que el sistema bidimensional tiene el 60% de precisión que el tridimensional, pero que aun así es útil en clínica. Los comentarios a este dato se realizan en un apartado posterior.

Interesa analizar el propio concepto de arco medial longitudinal. En este estudio se usa como referencia el anterior trabajo de Hunt et al (Hunt, Smith, Torode y Keenan, 2001), donde sitúa las referencias del arco medial longitudinal en el centro de la cara medial de la cabeza del primer metatarsiano, en el tubérculo del escafoides y en un punto no claramente definido de la cara medial del calcáneo, en el que en algunos casos se marcaba a la misma altura del suelo que el de la cabeza del 1º metatarsiano. Se afirma tener en consideración las recomendaciones de la Sociedad Internacional de Biomecánica (Wu, Siegler, Allard, Kirtley, Leardini, Resenbaum y Stokes, 2002). Esta descripción es similar pero no exacta a la del ángulo radiográfico de Costa-Bartani, en la que el calcáneo está representado por el punto inferior de la tuberosidad posterior del calcáneo, el punto más alto corresponde al parte inferior de la cabeza del astrágalo y el anterior al punto inferior de los sesamoideos (Montoya, 2006). En contraste, McPoil et al (2007) utilizan el concepto de ángulo de arco longitudinal, en el que utilizan las mismas referencias anteriores pero cambian la posterior por el punto más prominente del maléolo medial, conformándose así un ángulo abierto hacia arriba (Fig. 7.14).



Fig. 7.14. Tres formas de valorar la conformación estructural del pie sobre su cara medial: la usada por Bencke en tal (2012) el ángulo de Costa-Bartani y la usada por McPoli et al (2007). Adaptado de los autores citados y de Montoya (2007).

7.1.20. Investigación de Zahng.

Zhang et al (2013) trabajaron sobre las posibles diferencias en la marcha entre dos grupos de pacientes, uno normal y otro afectado por insensibilidad congénita al dolor. Se diseñó un procedimiento de análisis bidimensional con un laboratorio con una pista de 5 metros de larga y 0.60 m de ancha, en la que se instala una cámara perpendicular al centro, a 3.1m de distancia y elevada a 0.65m.

Afirman usar una cámara Sony® modelo HDV-HC3, que no aparece en ninguna fuente de la red, quedando dudas acerca del modelo exacto usado.

Los parámetros medidos como la longitud de la zancada son considerados relativos a la estatura del individuo, para lo que introducen valores de corrección. Con ese criterio, hubiera interesado considerar también la colocación de la altura de la cámara como relativa a cada individuo, que en todos los casos se instaló a 0.65m. Esta altura está indicada para analizar el cuerpo completo de niños no pequeños y para estudiar solo el miembro inferior de adultos. En este estudio la muestra contaba con niños y adultos. La distancia de la cámara a la senda de marcha resulta escasa, aun estudiando solo el miembro inferior.

Los parámetros de estudio estaban estandarizados y sistematizados. Se calcularon los pasos por minuto, su longitud, la duración de los periodos, el porcentaje de fase aérea

y fase de apoyo y la velocidad angular desde el contacto hasta el pie plano. El uso de una herramienta de medición (Dartfish®) posibilitó la cuantificación. En el protocolo generado por esta tesis se propone estudiar parte de esos parámetros y otros más, con datos también cuantitativos

7.1.21. Investigación de Hanley.

Hanley et al (2013) combinaron, en corredores de marcha atlética, un análisis videografico bidimensional, con un análisis electromiográfico y un análisis cinético, centrándose en las patologías de rodilla e isquiotibiales. Para el bidimensional usaron la técnica descrita por Alkajer et al (2001). Colocaron tres marcadores -trocanter mayor, epicóndilo lateral del fémur y maléolo externo- con los que definen los movimientos de rodilla.

Se dispuso de una senda de marcha con unas postes a modo de referencias situadas a cuatro metros unas de otras. La cámara se colocó a 12 metros, lo que supone una distancia adecuada para el estudio del cuerpo completo, 6 veces la altura del objeto de estudio.

No se detallan todas las condiciones de perpendicularidad de la cámara con el plano en estudio (altura y horizontalidad) aunque se informa que se situó en un punto perpendicular a la línea de marcha. Sí se tuvo en cuenta la luz, que se reforzó con focos potentes, ya que se grababa a 100Hz. Recuérdese que a mayor frecuencia, menor definición (Fatone et al, 2015).

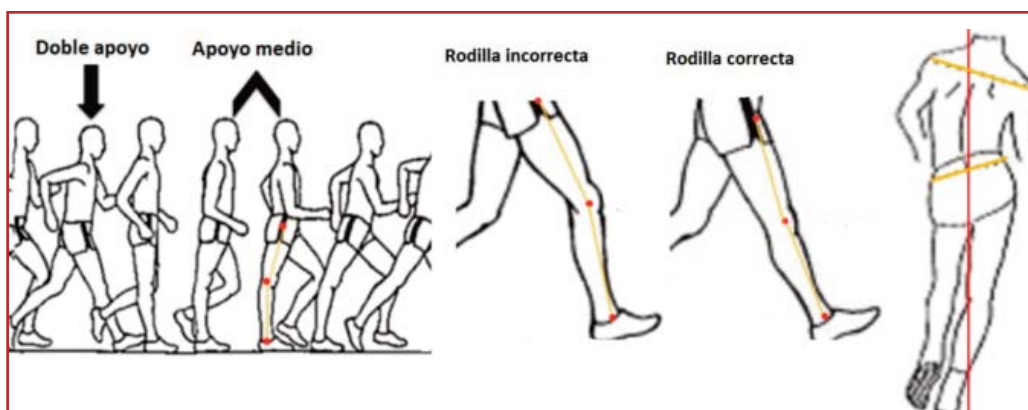


Fig. 7.15. Análisis bidimensional en el plano sagital, puntos de referencia e indicación del gesto correcto de la rodilla en la marcha atlética. Representación de los movimientos en el plano frontal en la marcha atlética no tenidos en cuenta en el plano sagital. Adaptado de Laird (2000) y Phillips (1984).

En relación al análisis bidimensional, autores como Phillips (1984) han estudiado el gesto deportivo e indican que en la marcha atlética se desarrollan amplios recorridos en el plano transversal y en el plano frontal, que no son tenidos en cuenta en el estudio en el plano sagital, por lo que, a pesar del trabajo comparativo de Alkajer et al (2001),

hay que mantener ciertas reservas en este y otros movimientos complejos que se desarrollen mayoritariamente en varios planos del espacio (Fig. 7.15). En estos casos sigue habiendo una utilidad clínica ya que los datos obtenidos de los distintos casos pueden compararse entre sí.

7.1.22. Investigación de Holden.

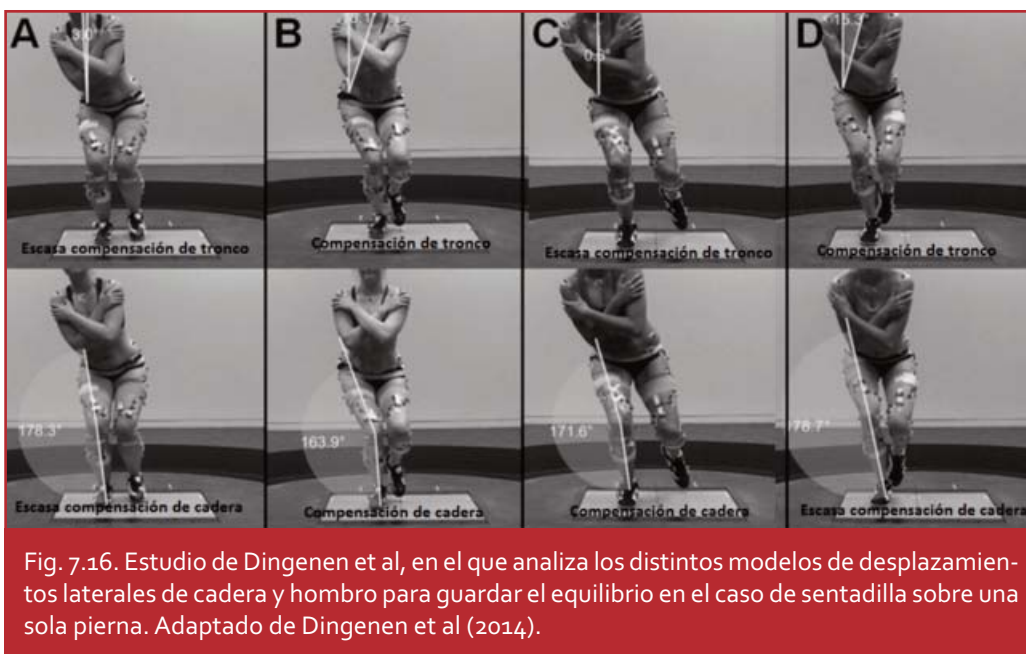
Holden et al (2014) analizaron el comportamiento de la rodilla mediante análisis videográfico bidimensional en diferentes gestos deportivos: sentadillas saltos con las dos piernas, con una sola pierna, etc. Estudian el ángulo tibio-femoral en el plano frontal usando cámaras de consumo. Se colocaron marcadores en la piel para medir con precisión. Emplazan la cámara a 0.60 m de altura y a 10 m de la plataforma, con el zoom a 8x, encuadrando al individuo completo.

Este estudio especifica los parámetros básicos para el análisis bidimensional. Consideran la distancia desde la cámara hasta la zona de grabación, suficiente para el análisis seguro del ángulo en estudio, dado que si esta zona es de 1 m (miembro inferior) es necesario distanciarse al menos 6m y ellos lo hacen a 10 m, pero hay que tener en cuenta que muchos de los gestos incluyen saltos en altura y puede que les interese encuadrarlos para ver la calidad de los mismos.

La potencia del zoom (8x) va en relación con la distancia y la zona de encuadre y en este caso guarda relación. La altura de la cámara es la habitual para los casos de estudio del miembro inferior en su conjunto. Una forma de afinar más sería establecer una altura de cámara personalizada en función de la altura del propio individuo, aun a costa de complicar el trabajo de campo.

La única cuestión es la idoneidad de usar el análisis bidimensional para estos tipos de gestos. Hay que recordar que la flexión de rodilla tiene un componente fundamentalmente sagital, y en parte transversal en la medida que la cadera realice rotación externa, y en este caso el estudio es frontal. Parece adecuado contemplar esta circunstancia y resolverlo introduciendo algún mecanismo de calibración, complicado a priori o combinando este análisis con al menos otro sagital, de manera simultánea.

En contraposición con el planteamiento anterior, Dingenen et al (Dingenen, Malfait, Vanrenterghem, Verschueren y Staes, 2014) llevan a cabo un estudio analizando los gestos de equilibrio que realiza la cadera y el tronco cuando el deportista hace sentadilla sobre una sola pierna o apoya esta tras el salto, combinando análisis 2D y 3D (Fig. 7.16).



En unos casos el individuo movía la cadera, en otros el tronco, en otros ambos y en otros prácticamente ninguno de ambos segmentos. En su estudio concluyendo que el análisis 2D es útil para analizar estos gestos y prevenir riesgos de lesión.

7.1.23. Investigación de Goss.

Goss et al (2014) llevaron a cabo un estudio comparativo entre corredores con calzado minimalista y con calzado tradicional para valorar el comportamiento del tobillo, la rodilla y, sobre todo, el patrón de carga.

Hicieron una prueba sobre cinta rodante, contando con un sistema tridimensional a 240Hz que complementaron con un análisis bidimensional en el plano sagital para comprobar el patrón de marcha.

Colocaron una cámara de consumo a 60Hz perpendicular a la zona lateral de la cinta rodante. En este caso no se trataba de contrastar los dos sistemas si no de complementarlo. Sorprende que, disponiendo de un equipo tan sofisticado como el sistema 8-cámara Vicon Nexus MX40 System®, se necesitara también una simple Sony Handycam® HDR, CK150 para obtener la información del plano sagital (Fig. 7.17). De hecho, los resultados se mostraron en conjunto. No hay información del modelo mencionado pero sí existe el HDR, CX150, por lo que se supone que este dato es una errata.

No se aportan detalles de la colocación de la cámara y otros aspectos como la luz. Para el análisis bidimensional se aprovechó la marcación reflectante colocada para el análisis tridimensional.

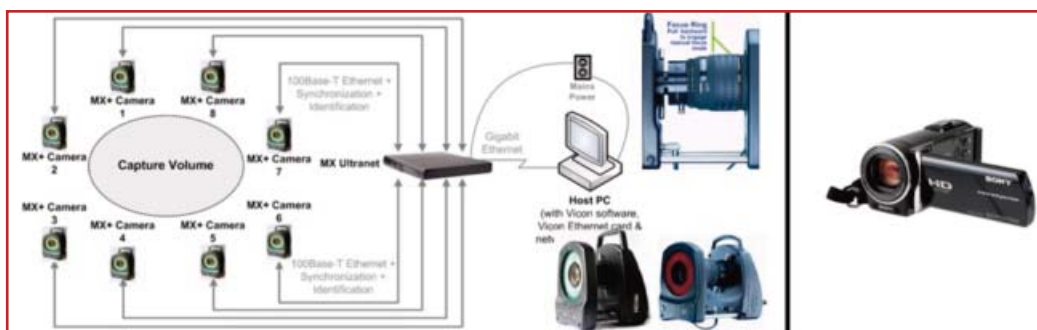


Fig. 7.17. Arquitectura 8-cámara Vicon Nexus MX40® para análisis tridimensional. Cámara Sony Handycam® HDR-SX 150 de consumo usada para análisis bidimensional en el plano sagital. Adaptado de System reference Vicon® 1.4. y de Sony Handycam® HDR-CX150.

Otros investigadores han llevado a cabo trabajos análogos prescindiendo de equipos tridimensionales. Lloyd (2013) estudió el comportamiento en el plano sagital del tobillo en corredores con calzado minimalista y corredores descalzos en cinta rodante con diferentes grados de inclinación. Usó una cámara de consumo JVC® GR-D371, análoga a la Sony Handycam® anterior, grabando a 60 Hz, que también colocó perpendicular a la cinta rodante para analizar el plano sagital. No indica altura ni distancia pero sí detalla que emplea un foco de 650W para iluminar la zona, dato que revela interés por la calidad de la imagen (Fatone et al, 2015). Sorprende que no usara cámaras de alta frecuencia como en nuestro estudio, ya disponibles en el mercado y de mayor rendimiento.

7.2. Análisis conjunto de las técnicas empleadas por los investigadores.

Este apartado no es el resultado de un metaanálisis puesto que no es el objeto de este trabajo y hacerlo con la totalidad de los estudios publicados es prácticamente imposible. A título de ejemplo, con las palabras "Bidimensional video analysis human gait" aparecen 8.890 resultados en Google Académico sin patentes ni citas. Tampoco se ha buscado metodológicamente una muestra fielmente representativa de estas investigaciones. Se han analizado las investigaciones que de manera espontánea se han ido conociendo, lo que supone un cierto grado de aleatorización. De todas formas, las consideramos lo suficientemente ilustrativas como para conocer un buen número de técnicas y soluciones empleadas, sin perjuicio de seguir investigando en la cuestión.

Destacan no solo los detalles que se indican en cada investigación sino los que no aparecen. En estos últimos casos puede ocurrir bien que el investigador se remita a otro trabajo anterior en el que justifica y basa su técnica, bien que use un criterio que supone lógico, por lo que no crea necesario especificarlo, o bien que ignore directamente esa cuestión.

Analizaremos cada uno de los aspectos técnicos indicados, su importancia y el reflejo que han tenido en el conjunto de los trabajos de investigación recogidos.

7.2.1. Planos de análisis.

Predominan los estudios en el plano sagital, normalmente para el miembro inferior, en sintonía con la idea de que en la marcha normal los movimientos se dan mayoritariamente en ese plano. Estos estudios deberían tener un alto grado de fiabilidad si se realizan contrarrestando las distorsiones de la perspectiva, y respetando la perpendicularidad. Los primeros estudios biomecánicos con imágenes en movimiento, de Muybridge en 1880, fueron realizados desde este plano. La principal carencia es que no recogen los movimientos rotacionales de la cadera en el plano transverso que acompañan al miembro durante el paso (Fig. 7.18).

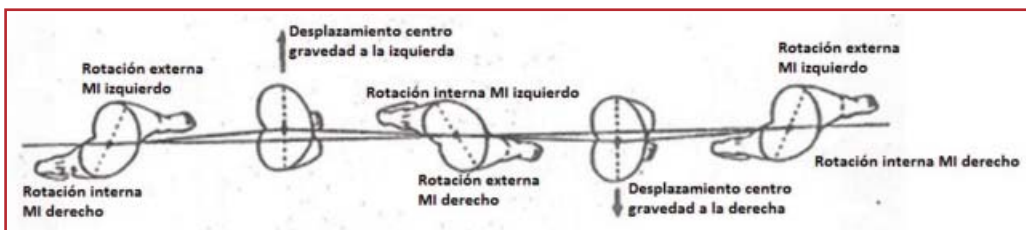


Fig. 7.18. Rotación externa relativa de la cadera que avanza y rotación interna relativa de la que queda detrás. Adaptado de UT Dallas.

Igualmente, tampoco se registran los cambios de actitud en el plano frontal, muy acusados en personas con amplia base de marcha o en la marcha atlética (Philips SJ, 1984). Asimismo, no se pueden contemplar los movimientos que ocurren fuera del plano sagital cuando el miembro inferior está rotado por anteversión o retroversión del cuello femoral. También quedan fuera de observación exacta los movimientos de tobillo en los casos de torsión tibial externa, lo normal. No obstante, se pueden apreciar datos reales en pasos cortos, con poca movilidad de cadera y en casos de torsión tibial inexistente.

En el ámbito podológico también tiene interés el análisis de la cara interna del pie, a pesar de los problemas de oclusión ocasionados por el miembro contralateral. En el resto de los casos debería considerarse orientativo pero muy útil en clínica y en estudios comparativos donde más que los valores reales interesen las diferencias entre grupos o variables.

El plano frontal, solo o en combinación con el sagital, se emplea en estudios podológicos para el análisis del comportamiento dinámico de la articulación subastragalina bajo diferentes circunstancias, como el uso o no de una ortosis plantar. Presenta el problema de la falta de perpendicularidad ya ampliamente tratado.

Desde una visión anterior se ha analizado la rotación de la tibia o la actitud del miembro inferior en determinados gestos deportivos. En el primer caso habría que establecer cómo se cuantifica el movimiento y en el segundo tener en cuenta que si se produce un movimiento en el plano sagital –p.e. flexión de rodilla– puede alterar la medición real, además de no registrar correctamente tal movimiento de flexión (Holden et al, 2014).

7.2.2. Áreas de estudio.

La elección de la extensión del área anatomo-funcional del estudio responde a los intereses de los investigadores y a la máxima de que cuanto más amplitud, menos detalles y viceversa. En general, predominan los estudios que abarcan al conjunto del miembro inferior, en cuyo caso lo más frecuente es encuadrarlos con el centro en la rodilla, desde donde se trata de abarcar cadera y tobillo. Otras veces, para estudiar principalmente el miembro inferior, se encuadra el cuerpo completo (Ball, 2008). Cuando se estudia el miembro inferior en su conjunto, el pie suele estar representado por un solo segmento articulado con la pierna por el tobillo.

En Podología interesa centrarse en el conjunto formado por la pierna y pie, que da información detallada de este pero también del resto del miembro inferior representado por la parte media y distal de la pierna. Los estudios que encuadran solo el pie dejan de considerar al resto del aparato locomotor, como si el pie funcionara aislado. Una excepción es cuando interesa detalles más reducidos, como la flexión dorsal de la 1º AMF, en cuyo caso procede efectuar un encuadre más selectivo, (Munuera et al, 2006).

7.2.3. Prestaciones de las cámaras.

Aunque interesa la calidad de la imagen, los formatos tradicionales tienen la suficiente para la investigación, siempre que se cuide la iluminación y el enfoque y, sobre todo, se usan marcas sobre la piel. Estas han de quedar lo suficientemente nítidas para poder usarlas como referencias. Los equipos domésticos tradicionales graban a 25Hz ó 30Hz (Sistema PAL ó NTCS) y se han realizado muchos trabajos con esa frecuencia, claramente insuficiente en la mayoría de los casos teniendo en consideración la velocidad de los gestos biomecánicos relacionados con la marcha. Desde el inicio de estos estudios se aprovechó la posibilidad técnica de desentrelazar electrónicamente los campos de grabación para desdoblar el número de fotogramas visibles, consiguiendo 50 Hz ó 60 Hz. Esta opción se ha mantenido hasta trabajos recientes donde se han usado cámaras domésticas con resultados aceptables. No obstante, con la aparición de los modelos de consumo que pueden grabar a alta frecuencia, no hay ventaja en seguir usando los tradicionales.

7.2.4. Colocación de la cámara.

Los dos aspectos a considerar son la distancia desde la cámara al objetivo a fotografiar y la altura del suelo.

La distancia guarda relación con el tamaño del encuadre y con la intencionalidad de contrarrestar las distorsiones debidas a la perspectiva desde la imagen original, sin confiar en métodos posteriores. La regla general es que cuanto más alto sea el encuadre, mayor la distancia, pero esta lógica no basta. Además se debe conseguir distancia suficiente para encuadrar la acción con el zoom en posición tele, dado que la distancia focal normal tiende a distorsionar la imagen, más aún la gran angular. Algunos investigadores cuidan este aspecto, pues son varios los que indican 10 m o más para un encuadre de cuerpo completo o aproximadamente 3 m para la pierna y el pie (Rathleff et al, 2010).

La altura de la cámara viene dada por la intención de que el eje de esta se mantenga paralelo al suelo quedando el centro del encuadre en la zona anatómica de interés. Esto es válido para movimientos en un plano perpendicular al suelo. En ciertos casos se indica una altura estándar que se supone que se acompaña de la colocación del eje de la cámara paralelo al suelo (Cornwall et al, 1995; Massé et al, 2000; Zhang et al, 2013; Holden et al, 2014), en otros se indica que queda efectivamente paralelo al suelo o que se mantiene perpendicular al plano de estudio, suponiendo que este es a su vez perpendicular al suelo (Keenan et al, 1996; Bencke et al, 2012). Usualmente, los estudios se hacen sobre planos del espacio que tiene como base el suelo horizontal.

También se ha indicado la inclinación precisa de la cámara para obtener la perpendicularidad con el plano en estudio, que a su vez estaba inclinado. Es el caso de Brown et al (1995), comentado en relación al estudio de Massé et al (2000), que inclina la cámara posterior para adaptarse a la inclinación anatómica de la cara posterior del talón en el plano sagital. La regla general es que la cámara esté paralela al suelo y a la altura del elemento anatómico sobre el que se centre la acción.

7.2.5. Superficie de movimiento.

Casi todos los estudios se realizan sobre una senda de marcha donde se registra el movimiento en un punto concreto o en el tramo central de la misma, dejando los extremos para normalizar la marcha antes de pasar por la zona donde se graba. El que se estudie el gesto bien en un punto concreto o bien en una distancia menos definida tiene su importancia porque la perpendicularidad de la cámara con el individuo solo se da en una zona muy limitada. Por lo tanto, la grabación rigurosa del gesto solo puede darse en esa zona a la que la cámara es perpendicular. En nuestro trabajo a esa zona la denominamos diana, y suele ser el tramo de la senda de marcha donde se pisa el pie que se va a estudiar y en el que se encuadran las cámaras. Sobre ese punto se realiza el enfoque. La senda debe tener la distancia suficiente para usar el zum y para permitir la normalización del paso, que suele ser de al menos 2.5 m de espacio caminando.

En caso de uso de la cinta rodante, se tiene la comodidad del espacio y de ver el gesto repetido muchas veces sobre la misma zona. Pero el pie en carga, que en la marcha habitual está anclado en el suelo, se muestra aquí desplazándose hacia atrás. Esto es un problema por cuanto se pierde perpendicularidad antes o después del punto exacto en el que se encuadra la cámara. Si se deprecia este fenómeno por considerarlo poco significativo, se puede hacer el análisis congelando la imagen en los momentos clave, al igual que si se hiciera sobre terreno firme. Algunos modelos integran plataformas de presiones. Ya se han comentado las diferencias entre andar sobre cinta rodante o en terreno firme, cuestión sobre la que hay distintos criterios (Alton, Baldey, Caplan y Morrissey, 1998; Riley et al, 2008).

Cuando se analiza algún gesto que mantiene al individuo estacionario, se usa un espacio reducido a modo de diana, que con frecuencia se hace coincidir con una plataforma de fuerzas o de presiones. En estos casos se facilita el encuadre pues el

individuo permanece siempre en esa zona mientras que en la marcha, entra y sale del espacio encuadrado.

En ciertas circunstancias, el laboratorio se improvisa en el sitio natural del desarrollo de la acción, por ejemplo, en campos deportivos. Esto puede deberse a que sea necesario un espacio mayor del disponible en las instalaciones de investigación, a que se necesite equipamiento especial o a que a los sujetos investigados les sea difícil trasladarse al laboratorio. En esa situación se deben cuidar los mismos detalles que en el laboratorio, aprovechando el espacio, la luz y demás elementos en juego.

7.2.6. Elementos complementarios.

Otras cuestiones tienen un papel importante en el análisis videográfico.

7.2.6.1. Empleo de marcas.

Normalmente, cuando se hace un análisis cinemático con apoyo videográfico se pretenden obtener datos cuantitativos mediante el cálculo de ángulos, tiempos, a veces velocidades angulares, etc. Pero no siempre es así. A veces lo que se busca es una impresión cualitativa apoyada en la visión repetida, enlentecida o congelada de la imagen, sin hacer medición alguna (Keenan et al, 1996; Brunnekreef et al, 2005).

Si se quiere un mayor nivel de análisis se necesita medir ángulos y para ello es casi imprescindible marcar puntos de referencia antes de la grabación. Estos se pueden determinar a posteriori, pero no se tiene la misma información de la vista de una imagen que de la vista y la palpación directa del elemento estudiado. Según las necesidades, las marcas pueden ser desde simples señales pintadas en la piel hasta esferas que emiten luz propia, a veces infrarroja, para algunos formatos de análisis tridimensional. En los casos comentados se usan, entre otras, marcas adhesivas tipo ojo de toro (Soda et al, 2009), cintas reflectantes y esferas reflectantes. Los reflejos son captados por la cámara que, una vez introducidos en el sistema, este los interpreta como tal señal y procesa la información automáticamente. En todos los casos es importante situarlas en el lugar preciso y saber que el posible movimiento de la piel sobre la superficie ósea a la que representan altera el rigor de los resultados.

En nuestro estudio hemos propuesto un tipo de marcas propio que permite su visión posterior, lateral y anterior, dando información del lugar donde se asienta si no se ve este en la imagen.

7.2.6.2. Cuidado de la iluminación.

La necesidad de luz potente debe ser tenida en cuenta cuando se graba a alta frecuencia y con zoom en posición tele, circunstancias ambas que exigen mayor iluminación. Además, hay que procurar que unas partes no queden sobreiluminadas y otras oscuras. Algunos trabajos dan detalle de este aspecto (Braidot et al, 2001; Hanley, 2013).

7.2.6.3. Uso de plataformas.

El uso combinado de plataformas de fuerzas, o de presiones en el caso de las consultas clínicas habituales, aumenta el caudal de datos, si bien complica más el estudio, por lo que hay que ver si es práctico para los fines que se pretenden. En cualquier caso, se tendrán que sincronizar ambos sistemas. En el caso de la Podología Clínica, es un buen medio para confirmar ciertos datos importantes en el plano transversal, como el ángulo de la marcha, o de comparar la carga del antepié con su secuencia de apoyo.

7.2.7. Sistemas de corrección de errores.

Merece especial interés comentar las fórmulas que los distintos investigadores sugieren para evitar o corregir los errores debidos a las distorsiones ópticas, de perspectiva o de falta de perpendicularidad.

7.2.7.1. Algoritmos correctores.

En algunos artículos se indican el uso de algoritmos que corrigen las distorsiones ópticas, si aclarar si son de lente, de perspectiva o de falta de perpendicularidad (Van Best 1984). El método más usado es el DLT -transformación lineal directa- base de la fotogrametría, que consiste en relacionar las coordenadas de un punto en la imagen con su ubicación espacial mediante unas ecuaciones lineales que provienen de la teoría de proyección perspectiva. Sobre esta cuestión, de especial interés para el doctorando, este mantiene sus reservas porque no ve posible obtener datos tridimensionales sin tener información de los grados de desviación de los planos de movimiento no perpendiculares a la cámara. En los análisis tridimensionales esta información se obtiene de las distintas cámaras colocadas con diferentes puntos de vista, al igual que en el protocolo para análisis bidimensional que propone esta tesis. Si tal cuestión fuese posible o serían necesarios equipos tridimensionales.

En otros casos se aplican Filtros de Kalman para trazar zonas momentáneamente ocultas por oclusión.

En general, son algoritmos que se aplican en análisis tridimensional, donde se sincronizan y corrigen un elevado número de datos procedentes de los distintos marcadores y las distintas cámaras. La aplicación de algoritmos correctores en el análisis bidimensional de uso clínico es un campo en el que este doctorando pretende seguir investigando.

7.2.7.2. Procesamiento de imágenes. Lentes correctoras.

Hay programas que permiten convertir en ortogonales imágenes distorsionadas de objetos ortogonales, entre ellos el popular Photoshop® en sus distintas versiones, que lo hace sobre imágenes fijas y previa introducción de información específica de la imagen. Podría ser útil en los fotogramas claves, pero su fiabilidad no se ha estudiado en este trabajo.

En otros casos se informa del uso de lentes correctoras de las distorsiones (McPoli et al, 2000). Tales recursos se usan normalmente para las distorsiones de las propias lentes y genéricamente se denominan lentes anastigmáticas. No corrigen las distorsiones de la perspectiva, que se resuelve alejando la cámara del objeto y compensando la lejanía con teleobjetivo.

7.2.7.3. Uso de marcos de referencia.

El uso de rejillas o parrillas a modo de marcos de referencia es una forma sencilla de constatar que la imagen es ortogonal. Si se coloca detrás del elemento en estudio una superficie cuadrículada y estas cuadrículas se mantienen en la imagen con la misma relación de aspecto que la original, sin que se curven ni se pierdan sus líneas por los bordes, significa que la imagen es ortogonal. Hay que asegurar de que la cámara está bien colocada y nivelada y la rejilla es perpendicular a la cámara y paralela al plano donde se desarrolla la acción. La rejilla también puede colocarse previamente en el sitio donde estará el elemento a estudiar para comprobar la correcta situación de la cámara y afinar el enfoque en su trama. Existen cartas de ajuste diseñadas para tal fin, pero encontramos más útil la nuestra, que consta de una trama de cuadrículas de 1 cm, con distintos colores para facilitar la identificación de la línea (Fig. 7.19).

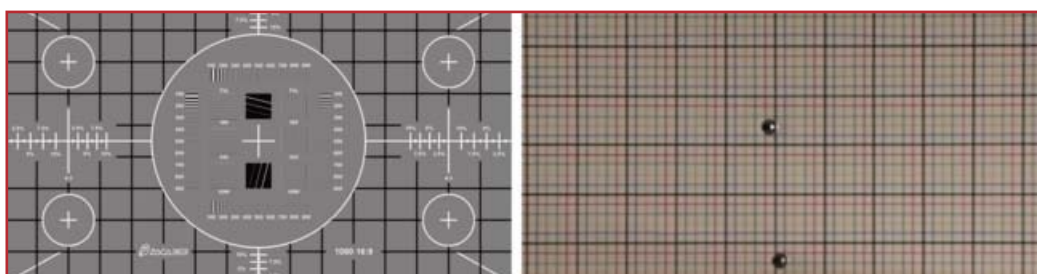


Fig. 7.19. Un modelo normalizado de carta de ajuste. Tomado de Imageshack. Nuestra rejilla, tomada de un fotograma de una grabación real.

Relacionado con el sistema anterior están los diferentes marcos de calibración. Pueden ser bidimensionales o tridimensionales, por ejemplo en forma de cubo, más usuales en 3D. Se colocan junto a la zona donde se desarrolla la acción o rodeándola. A veces se mantienen durante la grabación pero lo habitual es que se retiren cuando se han grabado los planos de calibración. Sirven como sistema de referencia para calibrar el equipo, ya que los sistemas de 3D y algunos desarrollos en 2D necesitan introducir la información captada de dichos marcos.

7.2.7.4. Estudios comparativos. Estudios previos.

Algunos trabajos han consistido en comparar los resultados de los análisis bidimensionales con los tridimensionales. En ningún caso dichas investigaciones han invalidado el análisis bidimensional para uso clínico (Bencke et al, 2012) y algunos han encontrado resultados similares (Alkjaer et al, 2001). Se tratarán más en detalle en un apartado posterior.

En ciertos estudios se indica que se han realizado estudios previos para comprobar los errores de la imagen bidimensional, en una línea parecida a la de nuestro trabajo. No

se dan detalles de dichos estudios y los resultados no son muy precisos (Areblad et al, 1990; McPoli et al, 2000), aunque el hecho de usarse indica que es una solución factible. En nuestra investigación se determina el valor de la distorsión para cada una de las situaciones en una gama amplia de ángulos en los tres planos del espacio. En un apartado posterior se analizan estos estudios.

7.2.7.5. Síntesis del análisis conjunto.

De las cuestiones vistas en estos apartados se deduce que, aunque hay bastante diversidad en el empleo del análisis bidimensional para la investigación, se vislumbran los elementos para establecer buenas prácticas, que coinciden con las líneas generales planteadas en nuestro trabajo. En su conjunto se especifican detalles importantes como la atención al espacio suficiente, la concreción del plano analizado, la perpendicularidad de la cámara, la distancia para evitar las distorsiones, el uso de alta frecuencia, la buena iluminación o el empleo de marcos de referencia o rejillas, además de la utilización de programas que permitan cuantificar los resultados (Tabla XXV).

Tabla.XXV. Análisis comparativo de características técnicas de los estudios comentados.																										
Autores	Van Best	Areblad	Hetherington	Cornwall	Keenan	Mannon	Massé	McPoil	De Wit	Alkjaer	Braidot	Brunnekreef	Munuera	Zammit	Ball	Soda	Rathleff	Borel	Bencke	Zhang	Hanley	Holden	Gross	Espinosa	*	
Planos de análisis																										
Plano sagital	+		+						+	+		+			+	+	+		+	+	+		+		12	
Plan frontal						+		+						+									+		4	
Sagital frontal		+		+	+		+		+			+						+						+	8	
Área de estudio																										
C. Entero	+														+			+		+					4	
M. Inferior									+	+	+					+						+	+	+	7	
Pierna y pi		+		+	+	+	+	+	+								+							+	9	
Pie			+										+	+					+							
Prestaciones de la cámara																										
25/30 Hz	+		+		+							+	+					+							6	
50/60 Hz				+		+	+	+		+	+			+					+				+		9	
Alta frec. (Hz)								250 500							500	210					100			300	4	
Colocación de la cámara																										
1º cámara	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	24	
Distancia m			.9	5	5	5	4.3		9.7		4	15	.9			4	3			3.1	12	10		2.75	15	
Altura m			.6	.3	P		.3						.6						P	.6		.6		.1	9	
2º cámaras	+	+		+	+				++			+						+						+	9	
Distancia m					1.7				4.5 7.9			5												2.75	4	
Altura m				P	P																			.1	3	
Superficie de movimiento																										
Senda m	10			12	10	12		12	30		4	15 SC				6				10	5			6	12	
Cinta rodante		+					+							+									+		4	
Plat. cinta																			+		+		+		3	
Camp. deport															+											
Diana																							+	+	2	
Elementos complementarios																										
Marcas	L	ER		M		M	ER	Pu	M		ER		M		M	M	M		M			M	M	M	16	
Ilum. extra											+										+			+	3	
P. Fuerzas	+								+	+												+		+	5	
Corrección	A	EP		3D			EP R	EP LC		3D	MC			EP		A FK				3D		MC		3D	R EP	13
*= Suma de las veces que se indica al menos un dato en la fila correspondiente.																										

Aclaración de circunstancias: Alta frec. (Hz): grabación a alta frecuencia. Hz a los que graba; Corrección: recurso para corregir las posibles distorsiones ópticas (expresadas en siglas); Diana: se usa un espacio concreto donde se graba, en estática o dinámica (en ese caso pasa por esa diana y se graba ese espacio); Distancia m, Altura m: referido a la colocación de la cámara, ".9" indica 0.9 m. Ilum. y Son. extra: en los casos en que se contempla; P. Fuerzas: uso de plataforma de fuerzas; Pierna.pie: estudia el pie pero abarca también la pierna; Plat. cinta: Uso de plataforma de fuerzas incrustada en la cinta rodante; Sagital.frontal: se estudian los dos planos; Senda m: metros de longitud de la senda, que es el espacio que se usa.

Siglas: A= Algoritmos correctores de distorsiones; EP= estudios previos de ángulos; ER= Esferas reflectantes; FK= Filtro de Kaplan; L= Marcadores ópticos LED; LC= Lentes correctoras de distorsiones; += Ocurre la circunstancia descrita; ++ (doble cámara en un solo plano, cada una con un encuadre); M: marcas inespecíficas; MC: Marco de calibración; P= Altura de cámara inespecífica que le permite estar perpendicular al plano de acción; Pu= puntero como marcador; R= rejilla para calibrar la imagen; SC: espacio de análisis en semicírculo con el radio de la distancia de la cámara; 3D: comparación de datos con análisis 3D simultáneo.

7.3. Análisis comparativo de los resultados de la tesis con las propuestas de otros investigadores.

Procede establecer una comparación concreta entre los resultados de esta tesis con los de otros investigadores en dos campos específicos:

- a) Las medidas para compensar las distorsiones ópticas provocadas por la perspectiva.
- b) Las medidas para corregir las distorsiones debidas a la falta de perpendicularidad (tridimensionalidad).

En ambos casos, los autores que han contemplado esta cuestión han seguido tres pautas:

- i) Utilizar sistemas de corrección previamente aceptados.
- ii) Realizar estudios previos.
- iii) Hacer estudios comparativos con otros sistemas validados.

En el caso de la presente tesis, el problema de la distorsión óptica provocadas por la perspectiva se ha resuelto aplicando normas de la propia Óptica tendentes a conservar la ortogonalidad de la imagen. El problema de la falta de perpendicularidad cuando esta ha sido inevitable, realizando el estudio previo exhaustivo expuesto en capítulos anteriores.

Aunque la información que vamos a ofrecer se haya dispersa en distintos comentarios anteriores, conviene extractarla en este epígrafe.

7.3.1. Comparativa de las propuestas al problema de las distorsiones ópticas provocadas por la perspectiva.

Las distorsiones ópticas provocadas por la perspectiva son las relacionadas con la distancia entre el individuo que mira –o cámara- y el objeto observado y que afectan a la forma como se ve dicho objeto (fig. 4.20) y a la proporción entre objetos más cercanos y más lejanos (fig. 4.21). No son las provocadas por la falta de perpendicularidad, la cual implicaría la necesidad de emular el análisis tridimensional. Tampoco son las denominadas distorsiones lineales o de lente (fig. 4.17).

Las soluciones aportadas por nuestra investigación son el empleo de una distancia amplia entre cámara y objeto y el uso de rejillas de calibración.

7.3.1.1. Distancia entre cámara y objeto como corrección de distorsiones ópticas por la perspectiva.

La solución adoptada es establecer una distancia entre la cámara y el objeto videografiado, compensando la amplitud de campo con el reencuadre mediante el teleobjetivo. Hemos estimado la de 6 veces la altura del encuadre. Se ha establecido en 2.75 metros en función de ese criterio y del espacio necesario para dar tres pasos desde la cámara hasta la diana.

Esta solución es contemplada de forma equivalente por Hetherington et al, De Wit et al (2000), Brunnekeef et al (2005), Munuera et al (2006), Hanley et al (2013) y Holden et al (2014), los cuales sitúan la cámara a una distancia cercana al resultado de multiplicar la altura del encuadre por 6. Es también considerada de forma aproximada aunque insuficiente a nuestro juicio por Cornwall et al (1995), Keenan et al (1996), Mannon et al (1997), Massé et al (2000), y Braidot et al (2001). En todos los casos en que se separa la cámara la distancia se tiene que reencuadrar usando zoom en posición tele.

7.3.1.2. Uso de rejillas o marcos de calibración para asegurar la ortogonalidad.

Como solución complementaria a la anterior proponemos una rejilla de calibración colocada perpendicularmente al eje de la cámara con cinco funciones.

- i) Comprobar la ausencia de distorsiones de lente.
- ii) Comprobar la ortogonalidad.
- iii) Facilitar el encuadre.
- iv) Asegurar el enfoque.
- v) Servir de fondo.

Massé et al (2000) toman una fotografía de una rejilla previa a la grabación, se suponen que con los mismos fines, si bien no aporta información adicional de su forma y función ni imagen de la misma.

Braidot et al (2001) colocaron un marco en la cara de la senda más cercana a la cámara se que sirve de calibración del sistema con el fin de corregir pequeños errores debidos a la colocación inadecuada de la cámara con respecto a la zona en estudio. Hanley et al (2013) instalaron un marco de cuatro postes que proporcionaron 12 puntos de referencia.

Las rejillas o marcos son un procedimiento simple y eficaz de constatar la ortogonalidad de la imagen. Asimismo, las rejilla se pueden usar para medir ángulos que tengan como una de las referencias el suelo o la vertical utilizando la trama como una de estas. Previamente hay que comprobar que la líneas horizontales son paralelas al suelo. Si la cámara está bien

nivelada y se traza con un programa (Kinovea®) un ángulo, este de manera espontánea coloca sus ramas paralelas a la trama si la imagen es ortogonal (Fig. 7.20).

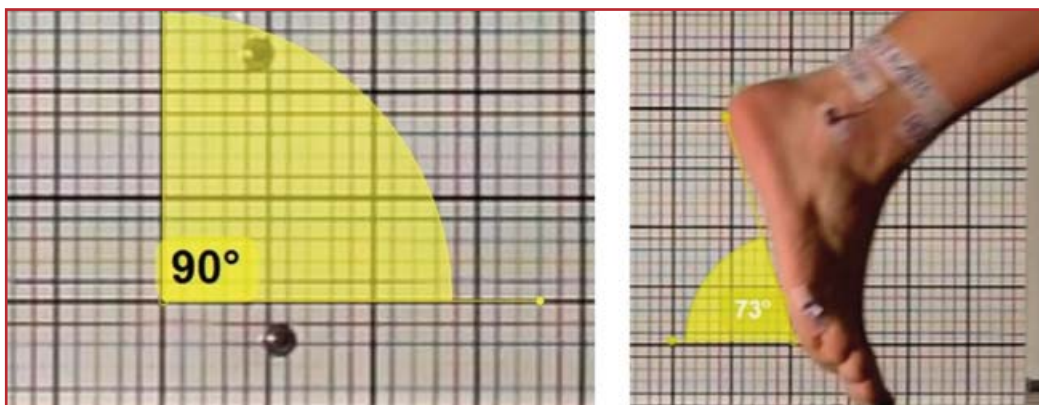


Fig. 7.20. Utilidades de la trama de la rejilla. Mediante un ángulo espontáneo de 90° se comprueba que coincide con la trama, lo que hace suponer que la imagen es ortogonal si el movimiento se desarrolla en el mismo plano que la rejilla. Si esta comprobación es positiva, se puede usar la trama o la propia posición espontánea de una de las ramas de la herramienta Medición de ángulos (Kinovea®) para tomar medir el ángulo, en este caso del pie con el suelo en el despegue digital.

7.3.2. Comparativa de las propuestas al problema de las distorsiones provocadas por la pérdida de ortogonalidad.

El núcleo central de nuestro trabajo fue el estudio previo sobre un modelo mecánico que imitaba el retropié, que permitió comparar series sistemáticas de posiciones angulares de este dispositivo con las fotos obtenidas de dichas posiciones en las mismas condiciones ópticas que tendría la grabación del pie en dinámica. Del análisis de esas comparaciones se obtuvieron las tablas de corrección y la fórmula de regresión que hacen posible conocer el ángulo frontal real de un retropié a partir del ángulo aparente de la fotografía y de los datos de los otros planos complementarios.

No hemos encontrado un estudio descrito con los detalles suficientes para poder ser reproducido como lo es el nuestro. No obstante, al menos cinco investigadores consultados hacen mención a estudios previos para determinar los posibles errores debidos diferentes distorsiones.

Areblad y col (1990) observaron que diferentes alineamientos del eje longitudinal del pie con el eje de la cámara en mediciones bidimensionales producían diversos errores de medida. Analizaron el intervalo desde 10° de adducción hasta 30° de abducción del pie en relación con el eje de la cámara y observaron tanto la visión posterior como la lateral. Encontraron hasta 15° de diferencia según el ángulo del eje de la cámara con el ángulo del eje del pie en su visión posterior, y de 5° en su visión lateral. Este estudio resulta muy interesante porque se contrastó con un análisis tridimensional.

No concuerda con los resultados obtenidos en nuestra tesis en la que las distorsiones máximas en el plano frontal son de 7° , si bien solo se han analizado hasta 20° de rotación

externa –el de Areblad (1990) lo hizo hasta 30° - y no lo ha contemplado en rotación interna ni desde la visión lateral, pues no hay problema técnico en alinear la cámara con el pie en estos casos, por lo que no es necesario (Fig. 7.21)

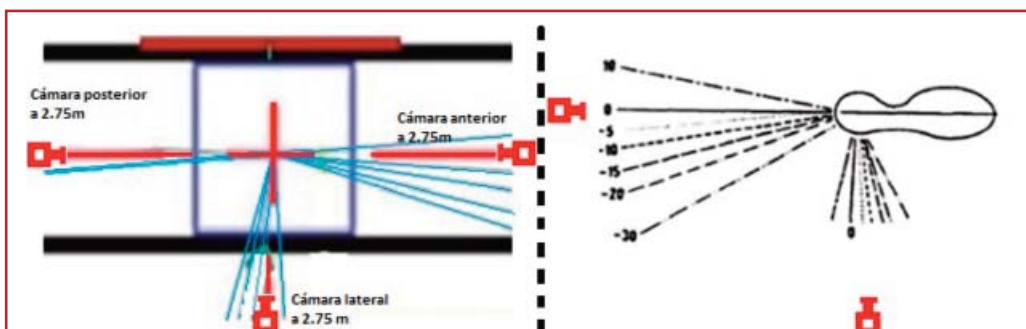


Fig. 7.21. Comparación del planteamiento de Areblad (1990) en relación al de esta tesis. Areblad ignora que no se puede alinear la cámara con el retropié porque el otro pié ocluye al del estudio. En nuestro planteamiento, solo se mueve la cámara de retropié si el ángulo de Fick es 0° ó es negativo. Las cámaras lateral y anterior sí se mueven en función del ángulo de Fick.

Lo más importante es que de nada sirve alinear experimentalmente la cámara con el eje del pie en ángulos del Fick abiertos si cuando se haga la grabación en la marcha real, no se va a poder registrar continuamente el pie en estudio porque durante parte del paso la imagen se verá ocluida por el pie contralateral.

McPoil et al (2000) en su estudio, para asegurar la precisión de las mediciones se grabaron previamente series conocidas de ángulos, detectando diferencias de 0.5° entre los ángulos reales y los mostrados tras las correcciones. No definen cual es la metodología que empelan ni en qué zona anatómica lo hacen. Las diferencias de 0.5° que detectan en su estudio no parecen ser aplicables a la corrección del retropié. Posiblemente sean reales en el caso del estudio de las oscilaciones del marcador de la rodilla en el plano transversal. También tienen sentido si solo se considera la pérdida de perpendicularidad en un solo plano, donde la diferencia entre ángulos aparentes y reales no suele superar 1° .

Massé et al (2000), en su estudio en el plano frontal posterior, despreciaron el factor de distorsión del ángulo de emplazamiento del pie en el plano transversal ya que consideraron que si era menor de 20° , este no tenía influencia en la medición. La solución fue descartar en su estudio los ángulos superiores a 20° . En nuestro estudio se demuestra que las distorsiones son importantes antes de los 20° de rotación externa, sobre todo cuando concurren otras en el plano sagital, por lo que tienen que ser tenidas en cuenta. Obviamente, el estudio previo, no descrito, nos parece además de no reproducible por falta de información, inconsistente.

Hopson et al (1995) para medir la flexión dorsal de la 1° AMF en dinámica real, mediante videografía en 2D. Para esta, grabaron previamente ángulos conocidos. Encontraron diferencias de 5° lo que guarda relación con nuestro trabajo, si bien no se

especifica si la cuantía de la diferencia va en relación al grado de distorsión y como se corresponden los dos datos. No se detalla a qué tipo de distorsión se hace referencia.

Zammit et al (2007), en su estudio frontal posterior del retropié para probar la eficacia de las ortosis plantares, comprobaron la fiabilidad del sistema realizando fotos desde la misma posición de la cámara colocando el pie en posición neutra del calcáneo en apoyo y en posición relajada del calcáneo en apoyo, constatando la diferencia. Usaron como indicador la separación relativa del maléolo interno de una referencia en el centro del tacón del calzado.

Aunque esta maniobra constituye un estudio previo básico, pues permite demostrar que se pueden detectar fotográficamente las modificaciones del calcáneo en carga, no recoge las posibles alteraciones de las referencias del retropié, que en este caso además son diferentes a las tradicionales –bisección de la cara posterior del calcáneo-. Quizás procedería comparar antes ambas técnicas de medida y luego valorar las distorsiones. No obstante es un estudio previo, aunque simple, y por ello se recoge en este apartado.

En todos los trabajos en general se observa la escasa descripción de la metodología empleada en los estudios previos reseñados, lo que impide su reproductibilidad, y la diversidad de resultados.

7.3.3. Contraste de estudios bidimensionales comparados con tridimensionales.

Aunque no son estudios previos, los estudios comparados entre análisis bidimensionales y tridimensionales, generalmente en el mismo experimento, han proporcionado conclusiones que merecen la pena ser contrastadas con los resultados de nuestro estudio.

Cornwall et al (1995) en su estudio del movimiento del retropié en dinámica, al comparar las medias obtenidas por los dos sistemas halló diferencias de hasta 8° en el inicio del paso (se entiende que en el choque de talón) si bien fueron reduciéndose a medida que el paso transcurría, para ser insignificantes en el 35% de la fase de apoyo, e incrementarse a un 2° en el 60% del paso. Se supone que se refiere al despegue de antepié, entendiendo por paso la fase de apoyo y la fase aérea de un miembro inferior (Willems, Schepens y Detrembleur, 2012), que es el periodo que abarca el estudio.

Los resultados guardan cierta similitud con los de nuestro trabajo, pues debido a las distorsiones producidas por la inclinación del calcáneo hacia atrás en el primer periodo del paso, las diferencias entre los datos bidimensionales sin corregir -lo cual sucede en el trabajo de Cornwall (1995)- y los tridimensionales son mayores.

Otra coincidencia es la división de la fase de apoyo en tres periodos, siendo el 60% de esta fase el equivalente a los periodos de contacto y de apoyo medio, en los que el talón está en contacto con el suelo, el cual sirve de excelente referencia para medir el calcáneo. En nuestro caso la división es más completa pues subdividimos en dos tiempos tanto el periodo de contacto como el propulsivo.

McClay y Manal (1998), sobre la misma cuestión realizaron un estudio comparativo entre sistemas bidimensionales y tridimensionales en que encontraron pocas divergencias entre los datos de ambos sistemas cuando se analizaba la pronación en pies en abducción de entre 7° y 10°. Tampoco hallaron relación entre grado de pronación y grado de divergencia entre los datos. Aun así, advertían de probables discrepancias cuando la abducción fuera importante. En nuestro trabajo se analiza hasta los 20°. Sus resultados guardan cierta relación con los nuestros pues en los ángulos de Fick de menos de 10°, hemos encontrado desviaciones máximas relativamente reducidas.

Alkjaer et al (2001), calcularon los movimientos netos de flexo-extensión del tobillo, la rodilla y la cadera mediante modelos biomecánicos en 2D y en 3D usando el mismo experimento con distinto procesamiento de datos. Demostraron que en general, los movimientos detectados por el modelo 2D y 3D eran muy similares y que el modelo de 2D era apropiado para el análisis de la marcha humana. Al ser un estudio centrado en el plano sagital que incluye todo el miembro inferior y en marcha -no en la carrera, donde los movimientos se dan mayoritariamente en un solo plano -sagital- las diferencias no son muy importantes. En nuestro estudio, centrado en el conjunto pierna/pie, indicamos que se contemple el ángulo de Fick, colocando la cámara lateral no perpendicular a la línea de marcha sino al eje longitudinal del pie.

Bencke et al (2012) compararon la altura del arco longitudinal Interno (ALI) en estática con la deformidad de dicho arco en dinámica. Para el análisis 2D, se colocaron tres marcas pintadas -cabeza 1º metatarsiano, calcáneo y escafoides- que representan el ALI. Para el análisis 3D utilizaron tres marcas reflectoras en los puntos indicados. Se usó un sistema de análisis biomecánico dotado de 8 cámaras VICON® 612 a 100 Hz.

No se especificaron las condiciones de grabación del análisis 2D, del que solo se dice que se empleó una cámara simple de video emplazada perpendicularmente al plano sagital, por lo que no se puede evaluar si la técnica de grabación es correcta. Si es claramente perceptible por la imagen que muestra en el artículo que el eje de la cámara no se haya paralelo al suelo ni la altura a la que está emplazada corresponde a la parte anatómica en estudio, pues desde esta altura no se vería en perspectiva el suelo donde camina (Fig. 7.22). La cámara está colocada más alta que el pie y en ángulo picado (Koleff), lo que altera la perpendicularidad y modifica los ángulos aparentes, que en este caso serán mayores que los reales.

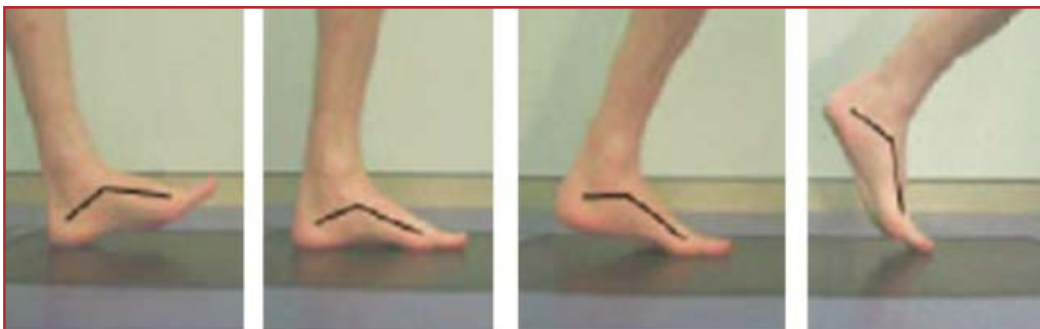


Fig. 7.22. En las fotos ilustrativas de la publicación de Bencke et al (2012) se aprecia cómo la cámara se ha colocado más alta que la zona en estudio (el pie) y con ángulo picado para encuadrar la zona desde esa posición superior, lo que se aprecia porque se ve el suelo en perspectiva.

Como resultado, concluyeron que el sistema 2D ofrece una precisión del 60% respecto al 3D y que el primero es útil clínicamente si no se dispone del segundo. No se define a que corresponde esa precisión del 60%. Creemos que dicha diferencia puede deberse, entre otros factores, a la inclinación de la cámara, lo que le hace perder la perpendicularidad sobre el plano de movimiento, y a la posibles escasas prestaciones de la cámaras empleada para el análisis bidimensional.

Goss et al (2014), en su estudio sobre cinta rodante para comparar corredores descalzos con otros calzados, emplearon un sistema 3DVicon® dotado de ocho cámaras. Sorprende que para conocer el patrón de marcha complementaran el estudio con una cámara domestica lateral, lo que implica que, al menos en la visión lateral, dicha cámara de consumo ofrecía ventajas sobre el complejo equipo tridimensional. Si la cámara hubiese tenido capacidad de grabar a alta velocidad, como las empleadas en nuestro protocolo, hubieran obtenido más datos además de la secuencia de la marcha, como son los tiempos de los periodos y los ángulos de la pierna con el suelo, el pie con el suelo y del tobillo en los momentos clave de marcha, a bajo coste.

7.4. Fórmula de regresión.

Acerca de la fórmula de regresión, queremos destacar dos cuestiones, su utilización fuera de los rangos de los datos originales y las alternativas a la misma.

7.4.1. Aplicación de la fórmula de regresión.

La fórmula de regresión se ha calculado a partir del estudio previo que incluye rangos desde 20° atrás a -20° adelante en el plano sagital y desde 0° a 20° externo en el plano transversal (ángulo de Fick). Por lo tanto, solo se asegura la precisión comprobada (muy alta), para el estudio de sujetos dentro de esos rangos. No obstante, es muy probable que la fórmula sea precisa también en rangos próximos por encima de los límites del estudio previo. Por lo tanto, aún a falta de comprobarlo en estudios posteriores, es previsible que para rangos de, por ejemplo, 25° atrás o adelante en el plano sagital o 25° de ángulo de Fick, los datos obtenidos usando la fórmula de regresión sean fiables, no asegurando dicha fiabilidad a medida que se alejan de los límites comprobados.

7.4.2. Alternativas a la fórmula de regresión.

Recordamos que el principal objetivo inicial, mantenido hasta el final, era desarrollar un protocolo específico de análisis videográfico bidimensional del pie mediante alta frecuencia de grabación. A continuación se vio que el retropié, al menos, no se podía estudiar sin introducir elementos que corrigieran la pérdida de la ortogonalidad, por lo que se decidió hacer un estudio previo mediante un ensayo in vitro, dada la dificultad de realizarlo in vivo. De los datos extraídos se obtuvieron unas tablas correctores que se han demostrado altamente precisas para este cometido. Por último, y a partir de los datos empleados en las tablas, se ha elaborado una fórmula matemática que permite corregir las distorsiones provocadas por la pérdida de perpendicularidad en el retropié, que ha demostrado ser altamente precisa.

No tenemos constancia de que esté publicada una fórmula equivalente para el retropié pero parece adecuado comparar este resultado de nuestro trabajo con otros dos recursos empleados ocasionalmente por los investigadores incluidos en nuestra revisión. Uno es el Filtro de Kalman y otro es el algoritmo DLT (Direct linear transformation).

El Filtro de Kalman es un algoritmo que resuelve el problema de las marcas no captadas debido a la oclusión por interposición de otras partes del cuerpo (Henao L, Manzanera A, Romero E, 2015). Para estimar la trayectoria oculta, emplea criterios de predecibilidad y de probabilidad, considerando las posibles alteraciones aleatorias – ruido- a las que está sometido el sistema. En nuestro caso tendría utilidad aplicar el algoritmo en el análisis bidimensional del retropié ya que este queda ocluido por un tiempo importante por el pie contralateral si la cámara se alinea con el pie y este tiene un ángulo de Fick abierto. Sin embargo, el tiempo de oclusión es relativamente largo en relación al paso y, por lo tanto, el grado de incertidumbre se nos antoja demasiado grande para confiar la estimación a probabilidades estadísticas. Por ello no se ha investigado en esa dirección, si bien no se debe descartar.

En los análisis bidimensionales se han empleado algoritmos correctores del tipo DLT (transformación lineal directa) que aplica ecuaciones lineales que relacionan las coordenadas de un punto en la imagen con su ubicación espacial mediante la teoría de proyección perspectiva (Challis y Kerwin, 1992; Díaz et al, 2013). Para que sea de utilidad a nuestro objetivo, se necesita de, al menos, dos puntos de vista coordinados del objeto de estudio, con una calibración previa del campo donde se grabará dicho objeto mediante un marco tridimensional. También se precisa de un procesamiento posterior de las imágenes, donde se aplican los algoritmos DLT (George y Thomson, 2010). Si bien se pretende avanzar en esa línea, esta metodología obliga a dominar técnicas más complejas que las propuestas en nuestro estudio, por lo que estarán fuera del alcance del clínico o del investigador básico. Son las bases en los que se asientan los análisis tridimensionales.

7.5. Análisis de resultados en relación con los momentos clave del paso.

El objetivo es conocer la magnitud de las diferencias entre el plano frontal aparente y el plano frontal real en las diversas situaciones de interés biomecánico, que son algunos de los momentos clave de la fase de apoyo del pie en el suelo durante el paso. En concreto, nos vamos a detener en los momentos donde el talón está en contacto con el suelo que serán:

- i) Contacto de talón.
- ii) Inicio del antepié con el suelo.
- iii) Carga completa del antepié.
- iv) Despegue de talón.

7.5.1. Contacto del talón con el suelo.

Nos interesa conocer el ángulo con el que el retropié incide en el suelo, a partir del cual se puede deducir la posición de la ASA si se conoce previamente el ángulo de la tibia con el suelo. Para ello se mide la bisección de la cara posterior del calcáneo con respecto al suelo. Según los resultados de nuestro estudio, la magnitud de los potenciales errores va a estar supeditada al ángulo de Fick y a la desviación en el plano sagital de la cara posterior del calcáneo. El ángulo de Fick es suficientemente conocido pero no tanto el segundo factor, que depende de tres factores:

- i) Inclinação de la pierna, determinada a su vez por la estatura y la longitud de la zancada.
- ii) Posición del tobillo.
- iii) Inclinação anatómica del calcáneo, que en carga es hacia delante.

En este momento clave hemos encontrado desviaciones hacia atrás de entre 4° y 11° , si bien no se ha llevado a cabo aún un estudio sistematizado de este fenómeno, pendiente de realizar (Fig. 7.23).



Fig. 7.23. Dos situaciones de desviación de la cara posterior del retropié en el plano sagital, en el choque de talón, determinados por la altura del individuo, la longitud de la calzada, la posición del tobillo y la morfología del calcáneo.

Si planteamos como supuestos los casos de desviaciones medias de valores en el plano frontal de 15° valgo a 10° varo, en ángulos representativos de Fick de 0°, 5°, 10°, 15 y 20°, y en el plano sagital de 4°, 7° y 10° de la cara posterior del retropié atrás, todos ellos posibles en el choque de talón, tendríamos los resultados expuestos en la tabla XXVI.

Tabla XXVI. Desviaciones medias entre ángulos frontales aparentes y reales para supuestos posibles en choque de talón.			
	Sagital		
	4° atrás	8° atrás	11° atrás
Fick 0°	<1°	<1°	<1°
Fick 5°	<1°	<1°	<1°
Fick 10°	<1°	1.2°	1.8°
Fick 15°	<1°	1.9°	2.7°
Fick 20°	1°	2.6°	3.5°

Observamos que para una desviación de la cara posterior del retropié en el plano sagital de 4°, moderada, hace falta una desviación del ángulo de Fick mayor de lo normal –normalidad establecida en 15°– para que la diferencia media entre la medición aparente y real sea apreciable: 1°. Con una desviación del en el plano sagital de 8° hay una media de diferencias apreciable en los supuestos de ángulo de Fick 10° y 15° y en el de 20° ya empieza a tener relevancia clínica: 2°. En los supuestos de 11° de inclinación del retropié atrás observamos que cuando el ángulo de Fick es pequeño hay diferencias entre grados aparentes y reales clínicamente apreciables (<1°), pero estas diferencias, que empiezan a evidenciarse con 10° de Fick, se van incrementando hasta ser importantes en el caso de 20° de Fick: 3°.

7.5.2. Contacto del antepié con el suelo: final del primer tiempo del periodo de contacto.

Es el momento en que el antepié empieza a contactar con el suelo pero aún no ha terminado el periodo de contacto propiamente dicho, que finalizará cuando termine de apoyar todo el antepié.

Si hacer estudios rigurosos de la cuestión, hemos encontrado desviaciones en el plano sagital de la cara posterior del calcáneo entre 8° y 14° adelante. Estas inclinaciones dependen de la morfología del retropié y de lo elevado que esté el conjunto del antepié con el suelo cuando contacta, lo que se relaciona con el ángulo dinámico de antepié, ya comentado en otro capítulo anterior (Fig. 7.24).



Fig. 7.24. Dos situaciones donde, cuando el antepié inicia el contacto con el suelo, la cara posterior del retropié presenta un ángulo en el plano sagital de 9° y 12° hacia adelante.

Igual que en el caso anterior, vamos a analizar las medias de diferencias entre el plano frontal aparente –el fotografiado- y el real en varios supuestos representativos de este momento referidos tanto al plano sagital comentado como al ángulo de Fick. Los supuestos de casos representativos de inclinaciones de la cara posterior del retropié en el plano sagital de los que vamos a exponer serán 8° , 11° y 14° adelante. Los casos respecto al ángulo de Fick, los mismos que en el ejemplo anterior: 0° , 5° , 10° , 15° y 20° . Los resultados se exponen en la tabla XXVII.

Tabla XXVII. Desviaciones medias entre ángulos frontales aparentes y reales para supuestos posibles en inicio del contacto del antepié con el suelo.			
	Sagital		
	8° adelante	11° adelante	14° adelante
Fick 0°	<1°	<1°	<1°
Fick 5°	<1°	1°	1.2°
Fick 10°	1.4°	2°	2.5°
Fick 15°	2.1°	3°	3.7°
Fick 20°	2.8°	4°	5°

A diferencia de la situación anterior, en este instante –contacto inicial del antepié– la cara posterior del calcáneo estará inclinada hacia delante en diferentes grados según el caso. En los casos de ángulos de Fick muy discretos no hay diferencia o esta es clínicamente asumible. A partir de 10°, sobre todo cuando la desviación en el plano sagital se acentúa, las diferencias puede invalidar la medida si son corregidas.

7.5.3. Carga completa del antepié: final del segundo tiempo del periodo de contacto.

Constituye el final del periodo propulsivo y el inicio del periodo de apoyo medio. Ocurre cuando todos los dedos asientan en el suelo. La cara posterior del retropié sufrirá una mayor inclinación hacia delante en el plano sagital en función del ángulo dinámico de antepié pues a mayor ángulo más descenderá el conjunto del antepié a partir del primer contacto del mismo con el suelo. La desviación en el plano sagital dependerá solo de la morfología del retropié. En una aproximación a la cuestión hemos encontrado casos entre 13° y 17° de desviación hacia adelante. Expondremos las posibles diferencias entre grados aparentes y reales para supuestos de 13°, 15° y 17° de inclinación hacia delante de la cara posterior del retropié en los mismos ángulos de Fick de los casos anteriores: 0°, 5°, 10°, 15° y 20° (Tabla XXVIII).

Tabla XXVIII.- Desviaciones medias entre ángulos frontales aparentes y reales para supuestos posibles en el contacto total del antepié con el suelo.			
	Sagital		
	13° adelante	15° adelante	17° adelante
Fick 0°	<1°	<1°	<1°
Fick 5°	1.1°	1.2°	1.5°
Fick 10°	2.2°	2.6°	3.2°
Fick 15°	3.4°	4°	4.8°
Fick 20°	4.5°	5.3°	6.5°

En este caso podemos afirmar que ninguna media sin corregir es asumible a partir de un ángulo de Fick de 10°. Este resultado también nos orienta a plantear ya que en casos desviaciones en el plano transversal de 5° grados o menos, cualquier medida tomada es clínicamente asumible al presentar una variación de no más de 1° grado, si se considera que el desajuste de un grado no es relevante para el diagnóstico clínico.

7.5.4. Despegue del talón.

Indica el final del periodo de apoyo medio y el inicio del periodo propulsivo. Es el último instante en el que se tiene una referencia directa del suelo por lo que va a ser el último que se estudie. No obstante, se pueden generar referencias de suelo virtuales con los programas de análisis de imágenes. Este momento es biomecánicamente importante porque se supone que la ASA debe estar ya supinada o muy cerca de la supinación en condiciones normales (Michaud, 2012).

Esta inclinación puede ser mayor que la observada en el contacto total de antepié porque el calcáneo puede hacer leves movimientos de flexión plantar cuando la ASA hace pronaciones forzadas en carga.

Igual que en los casos expuestos anteriormente, se ha hecho un muestreo informal y se han encontrado valores de entre 14° y 20° de inclinación de la cara posterior del retropié hacia delante en este momento. Vamos a generar unas tablas que relacionen las medias de diferencia entre ángulos frontales aparentes y reales en unas magnitudes representativas (14°, 17° y 20° adelante) en los ángulos de Fick 0°, 5°, 10°, 15° y 20. Como las de 14° y 17° adelante ya se han contemplado en tablas anteriores, nos limitaremos a desarrollar la de 20° adelante (Tabla XXIX). Los otros datos corresponden a los de las tablas mencionadas.

Tabla XXIX. Desviaciones medias entre ángulos frontales aparentes y reales para supuestos posibles en el contacto total del antepié con el suelo.			
	Sagital		
	14° adelante	17° adelante	20° adelante
Fick 0°	<1°	<1°	<1°
Fick 5°	1.2°	1.5°	1.7°
Fick 10°	2.5°	3.2°	3.6°
Fick 15°	3.7°	4.8°	5.5°
Fick 20°	5°	6.85°	7.3°

Estos resultados siguen la tónica general de que en casos de 5° o menos de ángulo de Fick son asumibles para todas las inclinaciones del retropié en el plano sagital que no superen los 20° -rango estudiado-, siempre que se acepte que 1° de error no es importante desde el punto de vista clínico. También se confirma que cuanto mayor es la conjunción entre desviaciones de la perpendicularidad de ángulo de Fick y de plano sagital –en este caso, 20° y 20° respectivamente- mayor es la distorsión que en la máxima expresión de los rangos estudiados es de 7° como media de todos los planos frontales analizados. En este último caso se justifica especialmente la necesidad de nuestra investigación.

7.6. Limitaciones de la investigación.

Desde el punto de vista del investigador, existen aspectos de la investigación que son mejorables y que en algunos casos animan a seguir con el presente trabajo en fases posteriores.

7.6.1. Estructura del trabajo.

Una cuestión que podría dar lugar objeciones es la estructura del trabajo en sí. El motivo, que se explicita en diversos apartados, es que la investigación contiene dos cuerpos complementarios y consecutivos.

Por un lado elabora un protocolo de análisis videográfico bidimensional que, aunque está incluido en el apartado Material y Métodos, es, a juicio del doctorando, el resultado de una investigación y un objetivo en sí mismo, por cuanto no existía descrito previamente tal procedimiento de forma explícita.

Por otro, se resuelve un problema técnico planteado en dicho protocolo: el análisis fidedigno de un elemento –posiciones y movimientos del calcáneo en el plano frontal-

al que no se le pueden aplicar las condiciones de los restantes segmentos. En el documento, la solución empírica de este problema constituye la parte experimental del trabajo. Con ello el investigador sigue la tradición investigadora en el ámbito de la Podología que es exclusivamente cuantitativa. La resolución de este problema se puede extrapolar, mediante los estudios previos correspondientes, a otros movimientos triplanares.

7.6.2. Alcance de las tablas de corrección.

Otro punto de mejora que el investigador detecta es el aún limitado alcance de las tablas, ya que están diseñadas para ángulos de Fick máximos de 20° y existe un número significativo de la población que camina con ángulos superiores, por lo que procede rehacerlas aumentando la amplitud de este parámetro.

Más interesante es ampliar el alcance del plano sagital, pues podría aplicarse al ángulo de la pierna, otorgando fiabilidad a sus mediciones en dinámica.

7.6.3. Contemplar otros abordajes. Análisis tridimensional. Soluciones emergentes.

Hay que seguir estudiando otras soluciones del problema de la fiabilidad de los análisis bidimensionales. Aparte del uso de las tablas elaboradas de manera empírica, cuya validez queda demostrada, y de la fórmula de regresión, se puede analizar la cuestión desde las matemáticas, el dibujo, las aplicaciones informáticas relacionadas con el tratamiento de imágenes y otras posibles opciones por evaluar.

También hay que contemplar las posibles alternativas al análisis bidimensional como el análisis tridimensional simple basado en cámaras de profundidad y otras tecnologías de reciente aparición. Aunque esas tecnologías no son bidimensionales, su posible simplicidad las hace merecedoras de una próxima atención.

Para el análisis de imágenes se pueden tener presentes opciones emergentes como las aplicaciones para teléfonos móviles inteligentes que a buen seguro tendrán amplia implantación de la clínica, dada su inmediatez y asequibilidad. Tal cosa ocurre ya con las mediciones de ángulos y otras utilidades aprovechando las aplicaciones basadas en las capacidades de posicionamiento incluidas en estos aparatos.

7.6.4. Estilo literario.

Puede mejorarse el estilo literario del texto, muy condicionado por el perfil docente del doctorando, habituado al trabajo diario con alumnos a veces poco motivados por el conocimiento científico, a los que hay que explicar los contenidos con un lenguaje quizás demasiado divulgativo. Hábitos como la descripción excesiva y la reiteración –necesarias en la labor pedagógica con los alumnos actuales- puede resultar impropios en un documento científico y hallarse presentes en este. En compensación, el doctorando confía en que su lectura sea productiva.

7.6.5. Responsabilidad de las carencias.

Las probables carencias de la presente obra son de exclusiva responsabilidad del doctorando, en ningún caso del director de la tesis, que ha indicado de manera precisa todos los requerimientos de un trabajo de investigación de este tipo. Sí lo es el director de muchos de sus posibles aciertos, en los que ha tomado parte de manera activa y efectiva ya que incluso algunas de las soluciones planteadas parten de ideas suyas.

7.7. Implicaciones de los resultados.

El presente trabajo propone un procedimiento eficaz de realizar el análisis cinemático de la marcha mediante la videografía bidimensional con cámaras de alta frecuencia de un modo fiable y relativamente sencillo, orientado a su aplicación en la clínica diaria, sin renunciar a su uso en trabajos de investigación para los casos en los que el método se adecúe.

Pretende ofrecer soluciones sencillas y eficaces para parte de las anomalías detectadas en aquellos proyectos que anteriormente han empleado el este tipo de análisis cinemático. Es un camino intermedio pues, como se menciona en el marco teórico y en otros apartados, la solución de las distorsiones debidas a la falta de perpendicularidad pueden resolverse, al menos en teoría, con otros procedimientos.

Las tablas de corrección elaboradas constituyen un instrumento útil para el fin propuesto. Hay que tener en cuenta el buen resultado del test al que se las ha sometido, ya que la precisión de las predicciones deja fuera de toda duda la eficacia del método.

La fórmula de regresión permite además determinar la corrección sin tener que usar las tablas. Dicha fórmula presenta una alta precisión. En la misma línea, los test inter e intra-explorador han demostrado una gran fiabilidad del sistema, lo que reafirma su operatividad.

7.8. Prospectiva de la investigación.

Este trabajo abre nuevas vías de investigación en nuestro campo. De una parte permite seguir profundizando en el método de obtención de resultados fiables de manera sencilla tanto en la clínica diaria como en la investigación podológica. De otra, con su aplicación se pueden estudiar aspectos no suficientemente considerados ni conocidos del pie a nivel clínico, como son los siguientes.

7.8.1. Estudios espacio-temporales del pie.

Los ángulos pierna pie, pierna suelo y pie suelo -todos relacionados- en los momentos clave, que se estudian desde el plano sagital, pueden incorporarse a la historia clínica habitual y de ahí contribuir a elaborar datos estadísticos sobre esos parámetros.

Interesa mucho el comportamiento real de la 1ª AMF durante el paso, sometida a frecuentes limitaciones de tipo funcional que no siempre quedan claras en la exploración estática (Munuera et al 2006).

Tampoco son habituales los estudios de los tiempos de los distintos periodos. Es previsible que en gran parte de las patologías podológicas haya una alteración de esos tiempos, con un alargamiento o acortamiento del periodo propulsivo vinculados a alteraciones funcionales del tobillo.

7.8.2. Angulo dinámico del antepié.

El ángulo con el que el antepié contacta con el suelo en dinámica, que este doctorando denomina ángulo dinámico de antepié, no está descrito como tal en la literatura aunque hay estudios que hacen referencia al mismo (Monaghan et al, 2014). El doctorando lo describió en el 40º Congreso Nacional de Podología (Espinosa, 2009). Su conocimiento puede ayudar a comprender el comportamiento de esta zona crítica (Fig. 7.24). Se puede vincular con el ángulo de bloqueo del conjunto articular mediotarsiano y con el ángulo de antepié y podría explicar ciertas sobrecargas metatarsales y determinados comportamientos de la ASA. Sería interesante combinar este análisis con el estudio del apoyo dinámico del antepié mediante plataforma de presiones.

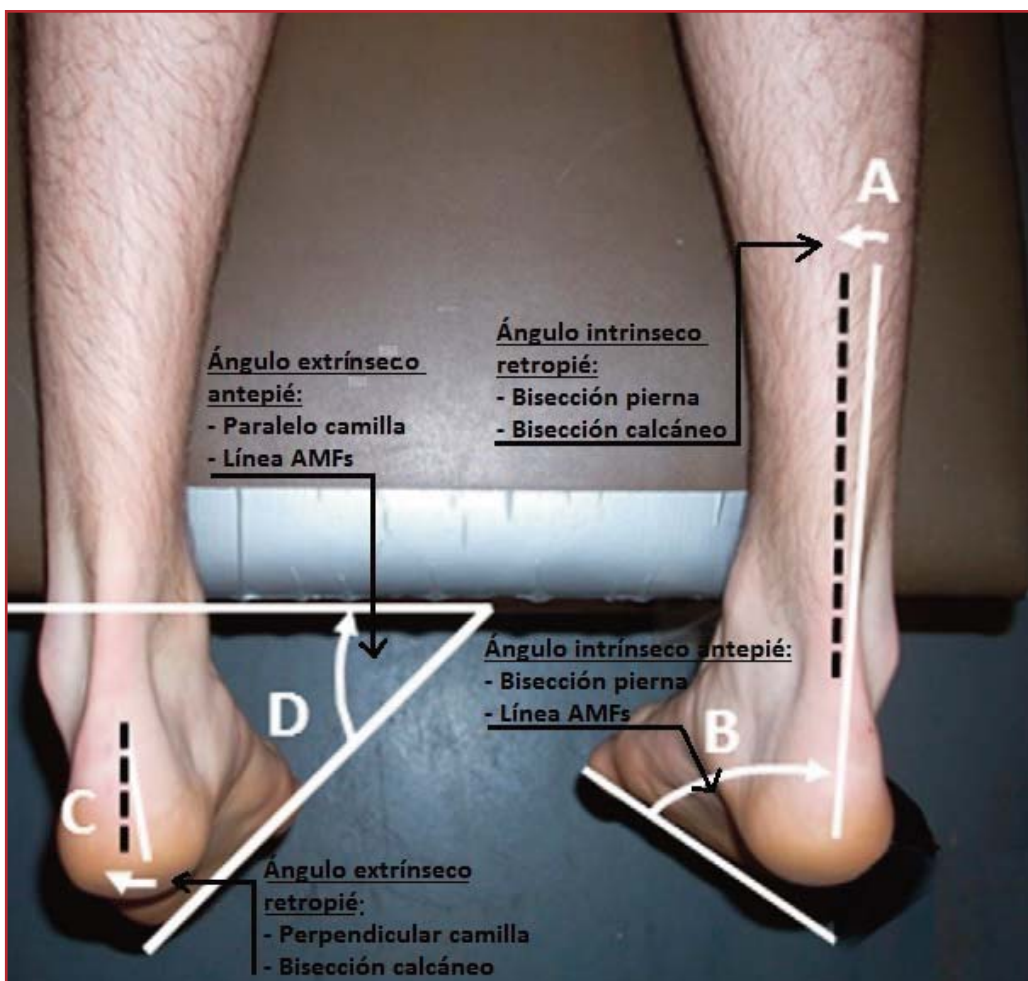


Fig. 7.25. Descripción de ángulos de antepié y retropié extrínsecos e intrínsecos según la descripción de Monaghan (2014). El ángulo de antepié descrito aquí en estática se puede relacionar con el ángulo dinámico del antepié propuesto por el doctorando, que coincide con el analizado por Monaghan. Adaptado de Monaghan, 2014.

7.8.3. Simulador goniométrico tridimensional articulado para estudios previos de análisis bidimensionales del movimiento humano.

Un paso más será diseñar un dispositivo mayor que sirva para simular cualquier segmento, no solo el retropié, que se sitúe en más de un plano en el espacio y que sea susceptible de análisis videográfico bidimensional: simulador goniométrico triplanar articulado (SGTA).

Es evidente que procesos similares habrán sido realizados antes por aquellos investigadores que desarrollaron los sistemas de análisis videográfico tridimensional, pero no disponemos de esos pasos intermedios. Esta solución empírica simple y eficaz está al alcance de todos los que la necesiten.

7.8.4. Otras utilidades de los resultados.

Además de la labor clínica e investigadora, el análisis detallado de imágenes mediante cámara lenta puede ayudar a la labor docente, favoreciendo la comprensión de los fenómenos biomecánicos por parte del alumno, a la labor preventiva de la población en general, al permitir resaltar los factores de riesgo, y a la función de promoción de la especialidad podológica, al poder demostrar que se cuenta con herramientas precisas al servicio de la salud y el tratamiento del pie.

7.8.5. Propuesta de escala de fiabilidad de análisis videográfico bidimensional del pie.

Un análisis de las técnicas descritas en los apartados anteriores permite establecer unas categorías en función del grado de fiabilidad que inspiran las imágenes tomadas para el análisis bidimensional. Dicha categorías proporcionarían una escala de menor a mayor grado de fiabilidad con la que se pueden clasificar las imágenes y otorgarles un valor diagnóstico diferenciado. Todas las imágenes resultan clínicamente útiles pero unas serán más precisas que otras. Nuestra propuesta de escala es la siguiente:

- Grado 1: imágenes captadas sin intencionalidad de su análisis posterior de diversos medios: televisión, grabaciones amateurs, etc. En ciertos casos se han realizado análisis de causas de lesiones o de técnicas deportivas a partir de dichas imágenes tomadas con fines mediáticos o testimoniales (Olsen, Myklebust, Engebretsen y Bahr, 2004).

- Grado 2: imágenes captadas para su análisis posterior, encuadrando la pierna y el pie, que no mantienen de manera específica ninguna regla de la imagen ortogonal incluidas en el apartado posterior (Grado 3) ni ninguna otra. Frecuentemente el clínico toma estas imágenes que sirven a título orientativo pero no puede cuantificar datos angulares con rigor.

- Grado 3: Imágenes captadas para su análisis posterior que mantiene al menos las siguientes características de la fotografía ortogonal, pero que no cumplen todas las enunciadas en el grado 4.

- Cámara perpendicular al plano de movimiento.

- Cámara centrada a la altura del centro del movimiento.

Con frecuencia el clínico e incluso el investigador respeta alguno de los requisitos más básicos y evidentes pero no lo hace con los demás, incluyendo el uso de marcas (Keenan et al, 1996).

- Grado 4: Imágenes captadas para su análisis posterior que mantienen todas las características de la fotografía ortogonal descritas a continuación:

- Cámara perpendicular al plano de movimiento.

- Cámara centrada a la altura del centro de movimiento.
- Distancia de la cámara al plano de movimiento: altura de encuadre x 6.
- Uso de marcas.
- Uso de fondo graduado, rejilla o similar, paralelo al plano de movimiento.
- Uso de videografía de alta frecuencia: 200 Hz o más.
- Uso de correcciones mediante tablas o fórmulas basadas en estudios previos o en otros sistemas para los movimientos no perpendiculares a la cámara.

Aunque no está orientado específicamente al estudio del pie, a este grado 4 se acerca el trabajo de Soda et al (2009) si los algoritmos correctores compensan la corta distancia de la cámara al sujeto en relación al encuadre, de cuerpo entero. También pertenecerían al grado 4 los análisis realizados con el protocolo que propone esta tesis.

Lógicamente, en todos los casos las imágenes tienen que ser técnicamente correctas en cuestiones básicas como que la visibilidad de la acción, el enfoque, la iluminación y la velocidad de obturación.



CONCLUSIONES

Diseño de un protocolo de análisis cinemático bidimensional con videografía de alta frecuencia.

Diseño y validación de un método de corrección de distorsiones en retropié

8. CONCLUSIONES.

1º) Considerando las leyes de la óptica, lo conocimientos de fotografía y los antecedentes en campos afines investigados, es posible establecer un protocolo de análisis cinemático del pie basado en el uso de imágenes bidimensionales (videogramas), aplicable a la clínica podológica diaria, pero de uso extensible a la investigación, la docencia y la divulgación.

2º) Considerando los resultados del estudio objeto de este informe, es posible determinar el ángulo de un calcáneo simulado con respecto al suelo en el plano frontal, conociendo previamente su ángulo en los planos transversal y sagital, a pesar de las distorsiones provocadas por la perspectiva, y la falta de perpendicularidad, aplicando unas tablas elaboradas previamente y/o una fórmula de regresión derivadas de dichas tablas. Esta posibilidad es extrapolable a la exploración real.

3º) Considerando los resultados de la investigación en su conjunto, se evidencia que la Podología puede disponer de herramientas muy útiles y asequibles para la exploración adaptando los modernos equipos de grabación a alta frecuencia fabricados para uso doméstico.

4º) Considerando los antecedentes y la prospectiva de esta investigación, se evidencia la posibilidad de introducir nuevos parámetros cuantitativos en la exploración dinámica del pie como el ángulo dinámico de antepié.

5º) Considerando los resultados en general de este estudio, se puede establecer la utilidad del análisis cinemático descrito en este trabajo para la función docente, preventiva y divulgadora de la Podología.



RESUMEN

Diseño de un protocolo de análisis cinemático bidimensional con videografía de alta frecuencia.

Diseño y validación de un método de corrección de distorsiones en retropié

9. RESUMEN

El análisis dinámico es una exploración fundamental tanto en clínica como en investigación de la biomecánica del pie, especialmente en su dimensión cinemática. La observación a simple vista es muy pobre para tal fin y cuando se usan medios técnicos de grabación no se suele emplear un método fiable. Actualmente solo es rigurosa cuando se utilizan tecnologías tridimensionales, que no está al alcance del clínico ni del investigador medio. Han aparecido nuevas cámaras en el mercado doméstico y semiprofesional basadas en la grabación de alta frecuencia –cámara lenta de calidad- que hacen asequible el análisis videográfico bidimensional, el cual es eficaz si se conocen sus limitaciones, se aplica un protocolo correcto y se corrigen ciertas distorsiones.

El desarrollo de esta investigación permitirá poner al alcance del clínico y del investigador medio el procedimiento para realizar este análisis con fiabilidad y abre nuevas expectativas en la exploración podológica, definiendo parámetros antes no estudiados en profundidad.

Los objetivos se centran en establecer el protocolo de uso de los nuevos equipos videográficos y en determinar las distorsiones en las imágenes tomadas en el retropié y proporcionar y validar un método para corregirlas. Se parte de la hipótesis de que tal hecho es posible.

El protocolo ha establecido el diseño del laboratorio, la colocación y configuración de las cámaras y las técnicas de evaluación de los parámetros analizados. Además han identificado las fuentes de distorsión óptica: los de lente, los de perspectiva y la pérdida de perpendicularidad con el plano estudiado.

En el desarrollo del protocolo se han aplicado conocimientos de la Óptica, la Fotogrametría, y la videografía, entre otras disciplinas paralelas, y se analizado hasta 23 trabajos de investigación cuya herramienta principal ha sido el análisis bidimensional.

Para establecer el método de corrección se ha realizado un estudio previo amplio in vitro –no se puede hacer in vivo- mediante la fotografía seriada de un dispositivo que emula las posiciones del retropié en los tres planos del espacio y la posterior comparación de esa serie de fotos con las posiciones reales del dispositivo. Esta exhaustiva comprobación ha permitido elaborar tablas correctoras y calcular una fórmula de regresión, las cuales permiten corregir las distorsiones en el retropié debidas a la pérdida de perpendicularidad. Este estudio previo es extrapolable a movimientos y situaciones análogas.

Como prospectiva se plantea el estudio del ángulo dinámico de antepié y la elaboración de una escala de fiabilidad de análisis videográficos, entre otros potenciales desarrollos.



BIBLIOGRAFÍA

Diseño de un protocolo de análisis cinemático bidimensional con videografía de alta frecuencia.

Diseño y validación de un método de corrección de distorsiones en retropié

10. BIBLIOGRAFÍA.

Abboud, R. J. (2002). Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*, 16 (3), 165-179.

Adriacchi, T.P. y Alexander E.J. (2000). Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal Biomechanics*, 33 (10), 1217-1224.

Aggarwal, J. K, y Xia, L. (2014). Human activity recognition from 3d data: A review. *Pattern Recognition Letters*. 48.70-80.

Albright, T. D., y Stoner, G. R. (1995). Visual motion perception. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 92(7), 2433-2440.

Aleos, 17. (2012). Foot Posture Theories. Recuperado de http://orthopedia.wikia.com/wiki/Foot_Posture_Theories#cite_note-6. Consultado el 10-II-2015.

Alkjaer, T., Simonsen, E. B. y Dyhre-Poulsen, P. (2001). Comparison of inverse dynamics calculated by two-and three-dimensional models during walking. *Gait & Posture*, 13(2), 73-77.

Alton, F., Baldey, L., Caplan, S. y Morrissey, M.C. (1998) A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 434-440.

Angulo, M. y Álvarez, A. (2009). Biomecánica de la extremidad inferior. 5. Exploración de las articulaciones del pie. REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología). 1(3). Disponible en:

<http://www.revistareduca.es/index.php/reduca-enfermeria/article/viewFile/114/135>

Araújo, P. A., Kirkwood, R. N. y Figueiredo, E. M. (2009). Validade e confiabilidade intra e interexaminadores da Escala Observacional da Marcha para crianças com paralisia cerebral espástica. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(3), 267-73.

Arcila, J.C., Cardona, D. y Gustavo, J. (2012). Efectos de los estiramientos del tríceps sural sobre el apoyo plantar y la movilidad de tobillo en futbolistas de 12 y 13 años. *Lecturas: Educación física y deportes*, (165), 7-14.

Areblad M., Nigg B.M., Ekstrand K.A., Olsson K.O. y Exström P. (1990). Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *Journal Biomechanics*; Vol. 23, (9). 933-940.

Arévalo, T. (2011) El Partenon: proporción y simetría. Apuntes de arquitectura. Disponible en <http://apuntesdearquitecturadigital.blogspot.com.es/2011/01/el-partenon-parte-2-proporcion-y.html> (Consultado el 12-III-2014)

- Argimón, J.M. y Jiménez, J. (2009). Métodos de investigación clínica y epidemiológica. Barcelona: Elsevier.
- Asón, I. y Martín, G. (2012). El horizonte Nordeste en el arte rupestre del Brasil. SAGVNTVM. Papeles del Laboratorio de Arqueología de Valencia, 32, 67-76.
- Auvinet, E., Multon, F., & Meunier, J. (2015). New lower-limb gait asymmetry indices based on a depth camera. *Sensors*, 15(3), 4605-4623
- Ávila, R. (2014). Cámara Lenta. Fotografía About. Disponible en http://fotografia.about.com/od/Grabacion_edicion/a/Camara-lenta.htm. Consultado el 228-III-15
- Baker, R. (2007). The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & posture*, 26(3), 331-342.
- Baker, R. (2012). Clínica Gait Analysis. *Orthopaedic Biomechanics*, 419.
- Ball, K. (2008). Biomechanical considerations of distance kicking in Australian Rules football. *Sports Biomechanics*, 7(1), 10-23.
- Barco, L., Iglesias, C., Barco, D. y Riba, D. (2001). Fotografía digital frente a fotografía convencional en dermatología. *Piel*, 16(2), 60-62.
- Barco, L., Ribera, M. y Casanova, J. M. (2012). Guía para la compra de una cámara fotográfica para Dermatología. *Actas Dermo-Sifiliográficas*, 103(6), 502-510.
- Barela, A. M., Stolf, S. F., y Duarte, M. (2006). Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3), 250-256
- Barré, T., Destas, M., Duplouy, M. y Gaillet, J. C. (2013). Exploración física del pie y del miembro inferior por el podólogo. *EMC-Podología*, 15(2), 1-11.
- Bartlett R. Introduction to sports biomechanics. Taylor & Francis.1997.
- Bartlett, R. (1997). Introduction to sports biomechanics. Taylor & Francis.
- Begunov, B. N., Zakaznov, N. P. y Lozhakova, T. V. (1976). Teoría de sistemas ópticos (pp. 414-438). Moscow: Mir.
- Bencke, J., Christiansen, D., Jensen, K., Okholm, A., Sonne-Holm, S. y Bandholm, T. (2012). Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study. *Gait & posture*, 35(3), 400-404.
- Benhamú, S. B., Ubeda, R. G., Camuña, L. M., Martínez, P. V. M., y Rodríguez, A. G. (2004).

Protocolo de toma de moldes en espuma fenólica: maniobras y aplicativas sobre el pie. Revista española de podología, 15(4), 184-194.

Benhamú, S., Munuera, P. V., Guerrero, A., Fernández, L. M., Escamilla, E. y Cañuelo González, J. A. (2003). Pie equino funcional y marcha con saludo: compensación ortopodológica. Podología clínica, 4(5), 166-170.

Bermejo Frutos J. y Palao J.M. (2014). El uso de la videografía y software de análisis del movimiento para el estudio de la técnica deportiva. EF Deportes.com, Revista Digital. Buenos Aires - Año 17 - N° 169 - Junio de 2012. Disponible en: <https://scholar.google.es/scholar?hl=es&q=uso+c%C3%A1maras+an%C3%A1lisis+pie&btnG=&lr=>. Consultado el 13-III-2015.

Bermejo, J., Palao, J. M. y López, J. L. (2012a). Diferencias cinemáticas entre saltadores de altura nacionales y saltadores de altura internacionales CCD. Cultura_Ciencia_Deporte. doi: 10.12800/ccd, 7(21), 179-190.

Biga, N. (2009). Clinical examination of the foot and the ankle. Data collection and interpretation of the pathogenic causal sequence of disorders. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 95(4), 41-48.

Birch, I. y Deschamps, K. (2014). Dynamic in Vivo Subtalar Joint Kinematics Measured Using a Skin Marker-Based Protocol: A Face Validity Study. Journal of the American Podiatric Medical Association, 104(4), 357-364.

Black, G. y Linfoot, E. H. (1957). Spherical aberration and the information content of optical images. Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences, 239(1219), 522-540

Blanco, B. (2012) Curso Fotografía. Fotografía ESEP. <http://fotografiaesep.blogspot.com.es/2012/05/curso-fotografia-prof-bernardo-blanco.html> (Consultado el 12-I-2015).

Bobbert, M. F., Yeadon, M. R. y Nigg, B. M. (1992). Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. Journal of biomechanics, 25(3), 223-234.

Borel, S., Schneider, P. y Newman, C. J. (2011). Video analysis software increases the interrater reliability of video gait assessments in children with cerebral palsy. Gait & posture, 33(4), 727-729.

Boyd RN, Graham HK. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. Eur J Neurol. 1999;6(4):23-5.

Boyd, R. N. y Graham, H. K. (1999). Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy.

European Journal of Neurology, 6(S4), s23-s35.

Braidot, A., Cian, L., Cherniz, A., Gallardo, D. y Spinetto, J. (2001). Desarrollo de sistema de videografía digital para análisis de la marcha. In Memorias II congreso latinoamericano de ingeniería biomédica.

Disponible en <http://www.sld.cu/eventos/habana2001/arrepdf/00175.pdf> (Consultado el 23-III-2015)

Brewin, M. A. y Kerwin, D. G. (2003). Accuracy of scaling and DLT reconstruction techniques for planar motion analyses. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(1), 79-88.

Brown, G. P., Donatelli, R., Catlin, P. A. y Wooden, M. J. (1995). The effect of two types of foot orthoses on rearfoot mechanics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(5), 258-267.

Brunnekreef, J. J., van Uden, C. J., van Moorsel, S. y Kooloos, J. G. (2005). Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments. *BMC musculoskeletal disorders*, 6(1), 17.

Bunning, P. S. C. y Barnett, C. H. (1965). A comparison of adult and foetal talocalcaneal articulations. *Journal of anatomy*, 99(Pt 1), 71.

Bush, B.D. (2012). David Bush's Mastering SLR digital photography. Third ed. Course Technology PTR, EE.UU.

Cabero, J. (2000). La utilización educativa de la televisión y el vídeo. Nuevas tecnologías aplicadas a la educación, Madrid, Síntesis, 39-70.

Camargo-Junior, F., Ackermann, M., Loss, J. F. y Sacco, I. C. (2013). Influence of center of pressure estimation errors on 3D inverse dynamics solutions during gait at different velocities. *Journal of applied biomechanics*, 29(6), 790-797.

Casio (1) Exilim ZR 1000. <http://www.casio-europe.com/euro/exilim/exilimzrserie/exzr1000/specifications/> (Consultado el 26 junio 2014)

Casio (2). Guía del usuario Casio Cámara digital Exilim EX - F1. Documentación adjunta a la cámara digital Casio EX - F1.

Castillo J.M. y Pérez F.J. (2006). Efecto biomecánico de los soportes plantares con cuña rotadora externa en las marchas rotadoras internas del niño. En Avances en Podología. Actas del XXXVII Congreso Nacional de Podología y IV Encuentro Iberoamericano de Podología. Madrid: Consejo General de Colegios de Podólogos.

Castillo, J. M. (2012). La composición de la imagen. Editorial Paraninfo.

Castro, J. G., Medina-Carnicer, R. y Galisteo, A. M. (2006). Design and evaluation of a new three-dimensional motion capture system based on video. *Gait & posture*, 24(1), 126-129.

Cerny, K. (1983). A Clinical Method of Quantitative Gait Analysis Suggestion from the Field. *Physical Therapy*, 63(7), 1125-1126.

Challis, J. H. y Kerwin, D. G. (1992). Accuracy assessment and control point configuration when using the DLT for photogrammetry. *Journal of Biomechanics*, 25(9), 1053-1058.

Charles C y Southerland JR. (1996). Gait evaluation in clinical biomechanics. En Valmassy RL. *Clinical Biomechanics of the Lower Extremity*. Sant Louis, Missouri: Mosby.

Chen, J., Qinwei, G. y Yuelin, H. (2013). Subtalar Arthroscopy and a Technical Note on Arthroscopic Interosseous Talocalcaneal Ligament Reconstruction. INTECH Open Access Publisher. Disponible en:

<http://www.intechopen.com/books/regional-arthroscopy/subtalar-arthroscopy-and-a-technical-note-on-arthroscopic-interosseous-talocalcaneal-ligament-recons>. (Consultado el 11-II-2015).

Chesnin, K. J., Selby-Silverstein, L. y Besser, M. P. (2000). Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements. *Gait & posture*, 12(2), 128-133.

Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A. y Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. *Gait & posture*, 21(2), 197-211.

Christensen, B. H., Andersen, K. S., Pedersen, K. S., Bengtsen, B. S., Simonsen, O., Kappel, S. L. y Rathleff, M. S. (2014). Reliability and concurrent validity of a novel method allowing for in-shoe measurement of navicular drop. *Journal of foot and ankle research*, 7(1), 12.

Cine Digital (2012). Disponible en:

<http://www.cinedigital.tv/que-computadora-necesito-para-edicion-de-video/> (Consultado el 3-III-2014).

Ciobanu, O., Soydan, Y. y Hizal, S. (2012). Customized foot orthosis manufactured with 3D printers. In *Proceedings of IMS* (91-98).

Clark, L. y Murphy, A. (2014). Validation of a novel 2D motion analysis system to the gold standard in 3D motion analysis for calculation of sagittal plane kinematics. *Gait & Posture*, 39, S44-S45.

Clarke, S. B., Stephenson, M. L., Jensen, R. L. y Drum, S. N. (2014). Changes in running gait parameters during a 161 km trail race. In eProceedings of the 32nd Conference of the International Society of Biomechanics in Sports. 1 (1)208-211). 2014 ISBS Organizing Committee.

Cohen, L.S., Brown, R. y Wendling T. (1999). Técnicas para el tratamiento de imágenes. Barcelona: Anaya.

Coll, A. D., Coll, M. R. D. y Perarnau, R. C. (2003). La ortopodología en el síndrome de Apert. *El Peu*, 23(3), 134-139.

Collado Vázquez, S. (2004b) La marcha: historia de los procedimientos de análisis. *Revista de Ciencias de la Salud*. Volumen 2

Cornwall, M. W. y McPoil, T. G. (1995). Comparison of 2-dimensional and 3-dimensional rearfoot motion during walking. *Clinical Biomechanics*, 10(1), 36-40.

D'Amico, D. S., Cisilino, A. P., Sammartino, M. R. y Capiel, C. (2005). Modelado computacional de estructuras óseas utilizando el Método de los Elementos Finitos y tomografías computarizadas, Análisis de la estabilidad de un implante Gleno-Humeral. *Mecánica Computacional*, 24, 1895-1912.

D'Août, K., Pataky, T. C., De Clercq, D. y Aerts, P. (2009). The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science*, 1(2), 81-94.

Da Silva, G. P., Ferreira, B., da Silva Onety, G. C., Verri, E. D., Siéssere, S., Semprini, M. y Regalo, S. C. (2014). Comparative Analysis of Angles and Movements Associated with Sporting Gestures in Road Cyclists. *Open Sports Medicine Journal*, 8, 23-27.

Dancyger, K. Q. (2014). Site for The Technique of Film and Video Editing: History, Theory, and Practice. CRC Press.

Dartfish. Disponible en: <http://www.dartfish.com/> (Consultado el 2-II-2015)

Davis, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D. y Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575-587.

De Pablos, J. (2003). La tarea de educar. Madrid: Biblioteca Nueva.

De Wit, B., De Clercq, D. y Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of biomechanics*, 33(3), 269-278.

Díaz, C. A., Torres, A., Ramírez, J. I., García, L. F. y Álvarez, N. (2013). Descripción de un dispositivo destinado al análisis de la marcha en dos dimensiones, CineMED. *Revista EIA*, 3(5), 85-92

Dibuarte. Perspectiva cónica frontal. Disponible en

<http://urkidedibujo.blogspot.com.es/2013/02/tema-11-la-perspectiva-i-conica-frontal.html> (Consultado el 11-II-2015).

Dingenen, B., Malfait, B., Vanrenterghem, J., Verschueren, S. M. y Staes, F. F. (2014). The reliability and validity of the measurement of lateral trunk motion in two-dimensional video analysis during unipodal functional screening tests in elite female athletes. *Physical Therapy in Sport*, 15(2), 117-123.

Diseño de Materiales Multimedia (2008). Disponible en:

<http://www.ite.educacion.es/formacion/materiales/107/cd/video/video00102.html> (Consultado el 4-II-2014)

Domínguez A. (2011) Distorsión de las lentes vs distorsión de la perspectiva. <http://www.xatakafoto.com/guias/distorsion-de-lente-vs-distorsion-de-la-perspectiva>. Consultado el 15-II-2015.

Dorca Coll, A. (1994). Rol profesional de los Diplomados en Podología. *El Peu*, 1994, núm. 58, p. 104-109.

Ducroquet, R., Ducroquet, J., Ducroquet, P. y Saussez, M. (1972). Marcha normal y patológica. Toray-Masson.

Edington, C.J., Frederick, E.C. y Cavanagh, P.R. (1990). Rearfoot motion in distance running. In: Cavanagh, P. (Ed.), *Biomechanics of Distance Running*. Human Kinetics, Champaign, IL, 135-164.

Elbeshbeshy, B. y Trepman, E. (2001). Digital photography in orthopaedic surgery. *Foot & Ankle International*, 22(1), 67-74.

Elvira, J. L. L., Vera-García, F. J., Meana, M. y García, J. A. (2008). Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética: relación entre la huella plantar, ángulos de la articulación subastragalina y presiones plantares. *Motricidad: revista de ciencias de la actividad física y del deporte*, (20), 41-60.

Elvira, J. L. L., Vera-García, F. J., Meana, M., & García, J. A. (2008). Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética: relación entre la huella plantar, ángulos de la articulación subastragalina y presiones plantares. *Motricidad: revista de ciencias de la actividad física y del deporte*. (20) 41-60.

Escudero, N. (2000) *Las claves del documental*. Madrid: IORTV.

Espinosa, I. (2009). El ángulo dinámico del antepié: un nuevo parámetro de interés en Podología Clínica. 40 Congreso Nacional de Podología, XV Jornades Científiques

Catalanes de Podologia. Barcelona ,9,10 y 11 de octubre de 2009.

Espinosa, I. (2012). Método Clínico Podológico. Documental científico. Disponible en <https://vimeo.com/36402325> (Consultado el 12-III- 2015)

Espinosa, I, Limón, D., Reina, M., Pabón, M. y Pastor, R. (2013). Método clínico podológico básico: protocolo adaptado a pacientes susceptibles de tratamiento quiropodológico. Revista española de podología. 24(1)14-18.

Estarellas-Roca, A., Anaya-Moreno, L., Miró-García, F. y García-Sayago, F. (2006). Importancia de la documentación clínica para la Administración de Justicia. Medicina clínica, 126(12), 473-476.

Etayo F. (2009). La geometría de la representación visual. Revista de la Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales, 103(2), 297-304.

Fatone, S. y Stine, R. (2015). Capturing Quality Clinical Videos for Two-Dimensional Motion Analysis. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 27(1), 27-32.

Feldman, S. (1995). La composición de la imagen en movimiento. Barcelona. Gedisa.

Ferber, R., y Benson, B. (2011). Changes in multi-segment foot biomechanics with a heat-mouldable semi-custom foot orthotic device. Journal of foot and ankle research, 4(18), 1-8.

Ferro C., Martínez A. I. y Otero Neira M.C. (2009). Ventajas del uso de las TICs en el proceso de enseñanza-aprendizaje desde la óptica de los docentes universitarios españoles. EDUTEC: Revista electrónica de tecnología educativa, (29), 5.

Fruns, JL. (2012). Análisis de imágenes: Aplicación de Kinovea en podología. El Peu. 32(2):30-33.

Fuller, E. (1996). Computerized gait evaluation. En Valmassy RL. Clinical Biomechanics of the Lower Extremity. Sant Louis, Mosby.

Fuller, E. A. (2000). The windlass mechanism of the foot. A mechanical model to explain pathology. Journal of the American Podiatric Medical Association, 90(1), 35-46.

García, J. R. (1997). Fundamentos de óptica geométrica. Universidad de Oviedo.

Genova, J. M., y Gross, M. T. (2000). Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 30(11) 664-675.

George, R. B., y Thomson, S. L. (2010). High-Speed, Three-Dimensional Quantification of Ladybug (Hippodamia convergens) Flapping Wing Kinematics During Takeoff. In 48th

AIAA Aerospace Sciences Meeting (pp. 1-11).

Giannetti C. (1997). Estética de la simulación. Arte en la era electrónica. Perspectivas de una nueva estética, Barcelona, ACC L'Angelot/Goethe Institut de Barcelona. Disponible en http://www.artmetamedia.net/pdf/1Giannetti_EstSimulacion.pdf.

(Consultado el 25-III-2015)

Glaves A. (1993) The accuracy of Peak two and three dimensional videography analysis for a calcaneal model (thesis). Chapel Hill, NC: University of North Carolina at Chapel Hill.

Goldberg K. Questioning efficiency: human factors and existential phenomenology. Disponible en <http://goldberg.berkeley.edu/courses/So6/IEOR-QE-So6/images.html> Consultado el 3-II-2014.

Goldcher A. 1992. Podología. Barcelona: Masson.

Gómez, R., González, A., Costa, J.L., Fernández, J.R., Pérez, M.A. de los Monteros, et al (2012). Estudio cinemático de una bailaora de flamenco. Kinematic study of a flamenco dancer. Disponible en:

<http://www.flamencoinvestigacion.es/050504-2012/cinematica-flamenco.html> (Citado el 12-XII-2014)

González, M. (2010). Tratamiento ortopodológico individualizado del paciente diabético de alto riesgo, mediante estudio de las presiones plantares y la biomecánica del pie. REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología), 2(1).

Goss D.L., Lewek, M., Bing Yu, Ware W.B., Teyhen, D.S. y Gross, M.T. (2014). Lower Extremity Biomechanics and Self-Reported Foot-Strike Patterns Among Runners in Traditional and Minimalist Shoes. Journal of Athletic Training. 49 (6) 000-000 doi: 10.4085/1062-6050.49.6.06

Disponible en: <http://natajournals.org/doi/pdf/10.4085/1062-6050-49.6.06> (Consultado el 16-III-15)

Green, D. R., Whitney, A. K., y Walters, P. (1979). Subtalar joint motion: a simplified view. Journal of the American Podiatry Association, 69(1), 83-91.

Griffiths, I. W. (2006). Principles of biomechanics and motion analysis. International Journal of Sports Science and Coaching, 1(4), 421-423.

Gruen, A. (1997). Fundamentals of videogrammetry – a review. Human Movement Science, 16, 155-187.

Gupta, A., Goyal, D., y Hemrajani, N. (2013). Performance Analysis of Various Video Compression Techniques. International Journal of Science and Research (IJSR), India Online ISSN, 2319-7064

Hamill, J., Milliron, M.J. y Healy, J.A. (1994). Stability and rearfoot motion testing: a proposed standard. In Proceedings of the Eighth Biennial Conference of the Canadian Society for Biomechanics, Calgary. 324-325

Hanley B, y Bissas A. (2013). Analysis of lower limb internal kinetics and electromyography in elite race walking. Journal of sports sciences. 2013;31(11):1222-1232.

Haro, D. M., Morante, R. M., y Lillo, S. S. (2014). Síndrome de hiperlaxitud articular benigno en el niño. Revista Médica Clínica Las Condes, 25(2), 255-264.

Hedrick, T. L. (2008). Software techniques for two-and three-dimensional kinematic measurements of biological and biomimetic systems. Bioinspiration & biomimetics, 3(3), 034001.

Helfand AE. (1995). Atención ambulatoria. En Robbins, J.M. (Ed.). Podología. Atención primaria. Buenos Aires: Panamericana.

Henao, L., Manzanera, A., y Romero, E. Extracción y Seguimiento de los Miembros Inferiores sin Marcadores. (2015). In International Seminar on Medical Image Processing and Analysis.

Disonible

https://scholar.google.es/scholar?start=10&q=Filtro+de+Kalman+biomec%C3%A1nica&hl=es&as_sdt=1,5&as_vis=1 Consultado el 12-II.2015

Heng, M.L., y Kong, P.W. (2014). A novel technique of quantifying first metatarsophalangeal (1st MPJ) joint stiffness. Journal of Foot and Ankle Research. 7(1) A32.

Herazo, T.H. (2013). Análisis biomecánico del saque de banda en el fútbol. VIREF Revista de Educación Física. 2(1)175-189.

Herman, T., Inbar-Borovsky, N., Brozgol, M., Giladi, N., y Hausdorff, J. M. (2009). The Dynamic Gait Index in healthy older adults: the role of stair climbing, fear of falling and gender. Gait & posture, 29(2), 237-241.

Herránz-Pascual, Y., Pastor-Bravo, J., & Barreiro-Rodríguez, M. C. (2013). Representar el movimiento/Presentar lo móvil. Arte, Individuo y Sociedad. 25 (3) 459-475.

Hetherington, V. J., Johnson, R. E. y Albritton, J. S. (1989). Necessary dorsiflexion of the first metatarsophalangeal joint during gait. The Journal of foot surgery. 29 (3) 218-222.

Hirt, C.J. (1994). Accuracy of the Peak two-dimensional videography analysis for calcaneal model during over-ground and treadmill locomotion (thesis). Chapel Hill, NC: University of North Carolina at Chapel Hill.

Holden, S., Colin, B., Wang, D., Doherty, C. y Delahunt. E. (2014). Two dimensional analysis of landing kinematics in male and female early adolescent secondary school athletes. British journal of sports medicine. 48 (7) 608-609.

Hoppenfeld, S. (1976). Exploración física de la columna vertebral y las extremidades. México: El Manual Moderno.

Hopson, M.M., McPoil, T.G. Y Cornwall M.W. (1995). Motion of the first metatarsophalangeal joint. Reliability and validity of four measurement techniques. Journal of the american podiatric medical association. (85) 198-204.

Hunt, A.E., Smith, R.M., Torode, M. Y Keenan, A.M. (2001). Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. Clinical Biomechanics.16 (7) 592-600.

Hunt, M. A., Birmingham, T. B., Jenkyn, T. R., Giffin, J. R., y Jones, I. C. (2008). Measures of frontal plane lower limb alignment obtained from static radiographs and dynamic gait analysis. Gait & posture. 27(4) 635-640.

Hussain, I., y Ansari, N. W. (2013). Influence of Kinematics Variables on Distance Running during Competition. International Journal of Sports Science. 3 (3) 63-67.

IADMC. International Association for Dance Medicine and Science. Disponible en: <http://www.iadms.org/?325> (Consultado 13 Mar 2015)

IBV. (2015). Disponible en:

http://www.ibv.org/es/noticias-actualidad/show_new/76/4744. (Consultado el 3-II-2015)

Imageshack. <http://img854.imageshack.us/img854/7196/cartanitidezresolucinov.jpg>. (Consultado el 15-I-2015)

Inman, V.T, Mann, R.A. y Du Vries, H.L. (1993). Surgery of the Foot, 6th Ed, CV Mosby, St. Louis.

Inman, V.T., Ralston, H.J. y Todd, F. (1981) Human Walking, Baltimore: Williams and Wilkins.

INTEF. Formación. Cronofotografía. <http://www.ite.educacion.es/formacion/materiales/68/cd/bloque1/modulo1/cronofot.htm> . Consultado el 7-II-2015.

Isman, R.E. y Inman, V.T. (1968) Antropometric Studies of the Human Foot and Ankle. Bull Prosthet Res, 11, 97-108. Disponible en: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/69/6/1/97.pdf>. (Consultado el 25-I-2015).

Jastifer, J. R. y Gustafson, P. A. (2014). The subtalar joint: Biomechanics and functional representations in the literature. The Foot, 24(4), 203-209.

JVC PX100BEU (2014). http://jsp.jvc-europe.com/product.php?id=GC-PX100BEU&catid=100150#techspecs_section (Consultado el 26-VI- 2014)

JVC. Guía detallada de usuario. <http://manual3.jvckenwood.com/c3z/lyt2615-008sp/> (Consultado el 13-III-2015)

Katayanagi, J., Iida, T., Oyama, Y., Ato, A., Mine, K., Toumura, T., y Ozeki, S. (2015). Sagittal plane alignment evaluation during walking in adult spinal deformity: gait analysis using DARTFISH. Scoliosis, 10 (1) P21.

Keenan, A.M. y Bach, T.M. (1996). Video assessment of rearfoot movements during walking: a reliability study. Archives of physical medicine and rehabilitation. 77 (7) 651-655.

Kinovea Ayuda. Disponible en: <http://www.kinovea.org/help/es/> (Consultado el 23-I-2015).

Kinovea. Disponible en: <http://www.kinovea.org/> (Consultado el 23-I-2015).

Kirtley, C.(2006) Clinical gait analysis. The Foot. 16.4.

Ko, S.U., Stenholm, S. y Ferrucci, L. (2010). Characteristic gait patterns in older adults with obesity—Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. Journal of biomechanics.43 (6)1104-1110.

Koleff, E.V. El encuadre del cuerpo en movimiento. Disponible en:

http://territorioteatral.org.ar/html.2/dossier/pdf/n5_03.pdf (Consultado el 21-II-2015).

Kondicijska priprema (2014). Disponible en: <http://kondicijska-priprema.com/>. (Consultado el 9-I-2015).

Konigsberg, Ira. (2004). Diccionario técnico Akal de cine. Ediciones Akal.

Krebs, D. E., Edelstein, J. E., y Fishman, S. (1985). Reliability of observational kinematic gait analysis. Physical Therapy, 65(7), 1027-1033.

Kristiansen, L.P., Gunderson, R.B., Steen, H. y Reikerås, O. (2001). The normal development of tibial torsion. Skeletal radiology. 30 (9) 519-522.

Lafuente, G., Domínguez, G., Munuera, P.V. y Reina, M. (2005). Patrón Rotador de la Extremidad Inferior: Concepto, Valores Normales y Relación con el Ángulo de la Marcha y con la Movilidad del Primer Dedo. *Revista Española de Podología*.16 (1) 6-12.

Lafuente, G., Munuera, P. V., Domínguez, G., Reina, M., & Lafuente, B. (2011). Hallux limitus and its relationship with the internal rotational pattern of the lower limb. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(6) 467-474.

Laird, R. (2000). *Correct race walking technique and jogging. Fast Walking*. Mechanicsburg, PA: Stackpole Books.

Langford, M.J. y Langford, M. (2001). *La fotografía paso a paso*. Ediciones AKAL.

Langford, M. (2003). *Tratado de Fotografía*. Barcelona: Omega.

Lavigne, A. Noviel, D. (1994). *Trastornos estáticos del pie del adulto*. Barcelona. Masson.

Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativio, R. y Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & posture*. 25 (3) 453-462.

Ledoux, W.R., Hirsch, B.E., Church, T. y Caunin, M. (2001). Pennation angles of the intrinsic muscles of the foot. *Journal of biomechanics*. 34 (3)399-403.

Lee, S.J. y Hidler, J. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology*.104 (3) 747-755.

Lelièvre, J. y Lelièvre, J.F. (1993). *Patología del pie*. Barcelona: Masson.

León, B. (1999). *El documental de divulgación científica*. Barcelona. Paidós.

Lienhard, K., Schneider, D., y Maffioletti, N.A. (2012). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Age (years)*, 65(7.3), 63-2. Disponible en: https://scholar.google.es/scholar?q=optogait&btnG=&hl=es&as_sdt=0%2C5. (Consultado el 15-III-2015).

Lin, Y. L., y Wang, M. J. J. (2011). Automated body feature extraction from 2D images. *Expert Systems with Applications*, 38(3), 2585-2591.

Lindemann, U., Najafi, B., Zijlstra, W., Hauer, K., Mucche, R., Becker, C. y Aminian, K. (2008). Distance to achieve steady state walking speed in frail elderly persons. *Gait & posture*. 27(1) 91-96.

Littlefield, R. (2006). Theory of the "No-Parallax" Point in Panorama Photography. En <http://www.janrik.net/PanoPostings/NoParallaxPoint/TheoryOfTheNoParallaxPoint.pdf>

. (Consultado el 15-II_ 2015)

Lizarralde, M. L., Useche, J. A., y Ibañez, M. (2011). Escala fotográfica para la clasificación clínica de la severidad de la Paniculopatía Edematofibroesclerosa (celulitis) en glúteos en un grupo de mujeres colombianas. E-docur. Disponible en: <http://repository.urosario.edu.co/handle/10336/2242> (Consultado el 13-X-2014).

Lloyd, S. (2013). The Examination of Ankle Joint Motion between Barefoot and Minimalist Running Shoes on Various Inclines. Undergraduate Review. 9 (1) 82-86.

Lou, J. G., Cai, H., & Li, J. (2005). A real-time interactive multi-view video system. In Proceedings of the 13th annual ACM international conference on Multimedia (161-170). ACM. Disponible en: <http://131.107.65.14/pubs/69222/mm161.pdf>. (Consultado el 10-XII-2014).

Loukas, M. (2013). Gray Guía fotográfica de disección del cuerpo humano. Elsevier España.

Luck, S. (2009). Digital Photography. A step-by-step guide to taking great Photographs. London: Edit. Annes Publishing.

Luijk, G. (2010). Correcciones de perspectiva.

<http://www.guillermoluijk.com/article/perspective/index.htm>. (Consultado el 14-II-2015)

Lustica, A. (2011). CCD and CMOS image sensors in new HD cameras. In ELMAR, Proceedings (133-136). IEEE

MacWilliams, B.A., Cowley, M., y Nicholson, D.E. (2003). Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. Gait & posture, 17(3), 214-224.

Maestro, M., Kowalski, C., Ferre, B. y Bonnel, F. (2013). Músculos gastrocnemios cortos. EMC-Podología. 15 (4) 1-17.

Magny, J. Vocabularios del cine. Barcelona: Paidós; 2005.

Man, R.A. Biomecánics of the foot. p. 257. In American Academy of Ortopedic Surgeons. Atlas of Orthotics. Biomechanical Principies and Aplication. CV Moslby: St Louis; 1975.

Mannon, K., Anderson, T., Cheetham, P., Cornwall, M. W., y McPoil, T. G. (1997). A comparison of two motion analysis systems for the measurement of two-dimensional rearfoot motion during walking. Foot & ankle international.18 (7) 427-431.

Marcet, A. F. y Diego, C. A. (1998). Manual de óptica geométrica (Vol. 27). Universitat de València.

- Marín, M.D. y Ruiz, R. (2004). webs.ono.com/mariadoloresmarin/PDF/F2b_42_OP_OG.pdf (Consultado el 20/I/2015)
- Marrero, S., Pedroso, I. y Rodríguez, I. (2014). Captura y análisis de la marcha humana con mínimos recursos. Disponible en: <https://scholar.google.es/scholar?hl=es&q=CAPTURA+Y+AN%C3%81LISIS+DE+LA+MARCHA+HUMANA+CON+M%C3%8DNIMOS+RECURSOS&btnG=&lr=> (Consultado el 22-III-2015)
- Martín, G. (1988). Prehistoria del Nordeste de Brasil: estado actual de la investigación. Archivo de Prehistoria Levantina, 18, 49-81.
- Disponible en: http://www.museuprehistoriavalencia.es/resources/files/APL/APL18/APL18_o2_Martin.pdf. (Consultado el 21-III-2015).
- Martin, H.D. y Palmer, I.J. (2013) History and physical examination of the hip: the basics. Current reviews in musculoskeletal medicine. 6 (3) 219-225.
- Martín, M.A., Riambaü, E., Pascual, M. Á. M. y Möller, D. E. R. (2008). La Persistencia Retiniana y El Fenómeno ϕ (Phi) como error en la explicación del Movimiento Aparente en Cinematografía y Televisión (Tesis doctoral).
- Disponible en: http://www.cac.cat/pfw_files/cma/premis_i_ajuts/treball_guanyador/Menci___Miguel_A___Martin.pdf (Consultado el 4-I-2015).
- Martín, M.D. y Ruiz, M. Óptica Geométrica.
- http://webs.ono.com/manoloruizrojas/PDF/F2b_42_OP_OG.pdf. (Consultado el 7-II-2015).
- Martínez, F., Gómez, F. y Romero, E. (2009). Análisis de vídeo para estimación del movimiento humano: una revisión. Revista Med, 17(1), 95-106. Disponible en: <http://www.scielo.org.co/pdf/med/v17n1/v17n1a14>. (Consultado el 3-II-2015).
- Maselli, J.V. (1998) Los cinco principios básicos de la cinematografía. Barcelona: Bosch.
- Mastropierro, J., Ciccarello, V. A., y Dávila, A. (2012). Autoinjerto osteocondral de rodilla: Resultado clínico y radiológico a largo plazo. Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología. 77(1) 57-65.
- McClay, I., y Manal, K. (1998). The influence of foot abduction on differences between two-dimensional and three-dimensional rearfoot motion. Foot & ankle international. 19 (1) 26-31.

Mcgrath, D. (2001). Montaje & postproducción. Barcelona: Oceano.

McPoil, T., Cornwall, M.W., Abeler, M.G., Devereaux, K. J., Flood, L. J., Merriman, S. E. et al (2013). The optimal method to assess the vertical mobility of the midfoot: navicular drop versus dorsal arch height difference. Clin Res Foot Ankle, 1, 104.

McPoil, T.G. y Cornwall, M.W. (1996). The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 24 (5) 309-314.

McPoil, T.G. y Cornwall, M.W. (2000). The effect of foot orthoses on transverse tibial rotation during walking. Journal of the American Podiatric Medical Association. 90 (1) 2-11.

McPoil, T.G. y Cornwall, M.W. (2007). Prediction of dynamic foot posture during running using the longitudinal arch angle. Journal of the American Podiatric Medical Association. 97 (2) 102-107.

Megland, D. y Frank, T. (1995). Kinetics human walking. En J. Rose, J. y J.G. Gamble (Ed). Human walking. Baltimore: Williams&Wilking.

Mejías, P. M. y Martínez Herrero, R. (1999). Óptica geométrica. Síntesis.

Menz, H. B., Zammit, G. V. y Munteanu, S. E. (2007). Plantar pressures are higher under callused regions of the foot in older people. Clinical and experimental dermatology. 32 (4) 375-380.

Michaud, T.C. (2011). Human Locomotion. The Conservative Management of Gait-Related Disorders. Newton Biomechanics. Newton.

Miller, C.A. y Verstraete, M.C. (1996). Determination of the step duration of gait initiation using a mechanical energy analysis. Journal of biomechanics. 29 (9) 1195-1199.

Millerson, G. (2001). Realización y producción en televisión. Madrid: IORTV.

Monaghan, G. M., Hsu, W. H., Lewis, C. L., Saltzman, E., Hamill, J., y Holt, K. G. (2014). Forefoot angle at initial contact determines the amplitude of forefoot and rearfoot eversion during running. Clinical Biomechanics. 29 (8) 936-942.

Monje L. (2014). Introducción a la fotografía científica. http://foto.difo.uah.es/curso/el_diafragma_y_el_obturador.html (Consultado el 23-III-2015)

Monsalve, M.M. (2003). La Mirada del fotógrafo Julio A. Sánchez: Bogotá, modernidad e imagen. Universidad Nacional de Colombia, Instituto Distrital de Cultura y Turismo. Bogotá.

Montagne, J. (1984). Atlas de radiología del pie. Barcelona: Masson.

Montañola Vidal, Agustín. (2005) Patente: Nuevo podómetro fotooptométrico digital aplicable al estudio de la forma morfológica, mapa cutáneo y mapa bidimensional de presiones de la huella del pie plantar o marca postural de una parte, o del todo, del cuerpo de un ser humano, animal, vegetal u objeto material. Disponible en

http://www.oepm.es/pdf/ES/0000/000/02/23/23/ES-2232315_A1.pdf. (Consultado el 120:IV. 2015).

Montoya, H.E. (2006). Evaluación radiométrica del pie. Ortho-tips. 2 246-54.

Morcuende, J. A., Weinstein, S. L., Dietz, F. R., y Ponseti, I. V. (1994). Plaster Cast Treatment of Clubfoot: The Ponseti Method of Manipulation and Casting. Journal of Pediatric Orthopaedics B. 3 (2) 161-167.

Munro, A. G. (2013). The use of two-dimensional motion analysis and functional performance tests for assessment of knee injury risk behaviours in athletes. (Tesis doctoral) University of Salford. Disponible en: http://usir.salford.ac.uk/30236/1/THESIS_AM.pdf. (Consultado el 20-III- 2015).

Munuera, P. V., Domínguez, G., Palomo, I. C. y Lafuente, G. (2006). Effects of rearfoot-controlling orthotic treatment on dorsiflexion of the hallux in feet with abnormal subtalar pronation: a preliminary report. Journal of the American Podiatric Medical Association. 96 (4) 283-289.

Murga F. y Calvo R.M. (2010). Fabricación de plantillas personalizadas por control numérico aplicando parámetros propioceptivos. Actas III Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y Educación Física Pontevedra. Disonible en: <http://www.altorendimiento.com/congresos/lesiones-deportivas/503-fabricacion-de-plantillas-personalizadas-por-control-numerico-aplicando-parametros-propioceptivos>. (Consultado el 11-VI-2014).

NAC Image Tecnology (2013). The Memrecam HX series. Disponible en <http://www.nacinc.com/datasheets/Memrecam%20HX%20Family%20Comparison%20-%20High%20Res%20Mode.pdf>.

Nac Imagen technology. <http://www.nacinc.com/datasheets/Memrecam%20HX%20Family%20Comparison%20-%20High%20Res%20Mode.pdf> (Consultado el 28-III-2015)

Nayler, J. R. (2003). Clinical photography: a guide for the clinician. Journal of postgraduate medicine. 49 (3) 256.

- Nguyen, H. A. y Meunier, J. (2014). Gait Analysis from Video: Camcorders vs. Kinect. In Image Analysis and Recognition (66-73). Springer International Publishing.
- Nielsen, R. G., Rathleff, M. S., Simonsen, O. H. y Langberg, H. (2009). Determination of normal values for navicular drop during walking: a new model correcting for foot length and gender. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2 (12) doi:10.1186/1757-1146-2-12.
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical journal of sport medicine*. 11 (1) 2-9.
- Nigg, B.M., Herzog, W. (2007). *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. 3rd ed. Toronto, Wiley.
- Notebookcheck: <http://www.notebookcheck.net/Comparison-of-Laptop-Graphics-Cards.130.0.html>. (Consultado el 3-V-2015).
- Öberg, T., Karsznia, A., y Öberg, K. (1993). Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of rehabilitation research and development*. 30 210-210.
- Oller Asensio A. Tratamiento integrado en las alteraciones estructurales del pie. *El Peu*. 1998; 75:484-491.
- Oller, A. y Oller A. Estudio biomecánico y radiológico en personas mayores. *Revista Española de Podología*. 28(6):274-281.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012.
- O'Malley, M. L. D. L., y de Paor, D. L. A. (1993). Kinematic analysis of human walking gait using digital image processing. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 31 (4) 392-398.
- Ortíz, L.M., Requeijo, A., López, D., Saleta, J.L. y Alonso, F. (2014) Determinación de la modificación de la presión plantar con y sin taloneras. *Actas de las Jornadas Monográficas "Patologías de partes blandas de origen mecánico en el pie" A Coruña*. Disponible en: <http://www.sebior.org.es/files/documents/libro-actas-coruna-2015.pdf>. Consultado el 4-I-2015.
- Osorio, J.H. y Valencia, M.H. (2013). Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana./Bases for understanding the human gait process. *Archivos de Medicina (Manizales)*.13 (1) 88-96.
- Paine, D. P., y Kiser, J. D. (2012). *Aerial photography and image interpretation*. John Wiley & Sons.

Paniagua, A. (2009). Premiere Pro CS4. Guía práctica. Madrid: Anaya.

Paolini, G., Peruzzi, A., Mirelman, A., Cereatti, A., Gaukrodger, S., Hausdorff, J. M. y Della Croce, U. (2014). Validation of a Method for Real Time Foot Position and Orientation Tracking With Microsoft Kinect Technology for Use in Virtual Reality and Treadmill Based Gait Training Programs. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 22 (5), 997-1002. Disponible en: http://www.researchgate.net/profile/Gabriele_Paolini/publication/257755183_Validation_of_a_Method_for_Real_Time_Foot_Position_and_Orientation_Tracking_With_Microsoft_Kinect_Technology_for_Use_in_Virtual_Reality_and_Treadmill_Based_Gait_Training_Programs/links/odeec528605ecf29c2000000.pdf. (Consultado el 12-I-2015).

Pascual, M. Á. M. y Möller, D. E. R. (2008). La Persistencia Retiniana y El Fenómeno ϕ (Phi) como error en la explicación del Movimiento Aparente en Cinematografía y Televisión (Tesis doctoral). Disponible en: http://www.cac.cat/pfw_files/cma/premis_i_ajuts/treball_guanyador/Menci___Miguel_A___Martin.pdf. (Consultado el 13-II-2015)

Pataky, T. C., Caravaggi, P., Savage, R. y Crompton, R. H. (2008). Regional peak plantar pressures are highly sensitive to region boundary definitions. Journal of biomechanics. 41(12) 2772-2775.

Paul, J. P. (1998). History and fundamentals of gait analysis. Bio-medical materials and engineering. 8 (3) 123-135.

Payton, C. y Bartlett, R. (2008). Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise. London: Routledge. Disponible en: <http://8pic.ir/images/gyep7tzyfkryix6vlu.pdf>. (Consultado el 22-III-2015).

Perales, F.J. (2006). Uso (y abuso) de la imagen en la enseñanza de las ciencias. Enseñanza de las Ciencias, 24 (1), 13-20.

Perea, J. Castelo, L. Munárriz, J. (2007). La imagen fotográfica. Ediciones Akal.

Peres D. (2010). Fotogeologia: interpretação. Disponible en <http://www.ebah.com.br/content/ABAAABJVQAE/fotogeologia-fotointerpretacao-geomorfologia>. (Consultado el 12-II-2015).

Pérez, J.M. (2002). Comunicación y educación en la sociedad de la información. Barcelona: Paidós.

Pérez, M. (2015). Modos semimanuales. El blog del fotógrafo. Disponible en: <http://www.blogdelfotografo.com/modos-semimanuales-reflex/> (Consultado el 28-II-2015).

Perry, J. (1967). The mechanics of walking. A clinical interpretation. Physical therapy,

47(9), 778.

Perry, J. y Burnfield, J. M. (1992). Basic functions. Gait analysis. Normal and pathological function. SLACK Incorporated, 19-47.

Perry, J. y Davids, J. R. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. Journal of Pediatric Orthopaedics. 12 (6) 815.

Philips®. FAQ. http://www.p4c.philips.com/cgi-bin/cpindex.pl?ctn=29PFL4508/F7&dct=QAC&faqview=1&mid=Link_FAQs&refnr=0089667&scyl=US&slg=ESP&view=aa12_view_partial.html. (Consultado el 24-I-2015).

Philps, J.W. (1990). The functional foot orthosis. New York: Churchill & Livingstone.

Plas, F., Viel, E., Blanc, Y. (1984). La marcha humana. Cinesiología, dinámica, biomecánica y patomecánica. Barcelona: Masson.

Prats, B., Lluch, J., Alcorisa, O., Vergés, C. y Cal, M. D. L. (2009). Efecto de las ortesis plantares en los cambios de presión del antepié. Revista Española de Podología, 2009. XX (2) 50-55.

Prats, B., Vázquez, X, Vergés, C. y Vila, R.M. (2000). Patomecánica del retropié. Revista Española de Podología. 11 (4) 231-235.

Rabiger, M. (2001). Dirección de documentales. Madrid: IORTV.

RAE. <http://lema.rae.es/drae/?val=zum> (Consultado el 13-III-2015).

Randall, J. (1994). Películas de bajo presupuesto. Madrid: DOR.

Rao, K. R., Kim, D. N., y Hwang, J. J. (2014). Video Coding Standards and Video Formats. In Video coding standards (37-50).

Rathleff, M.S., Nielsen, R.G., Simonsen, O., Olesen, C.G. y Kersting, U.G. (2010). Perspectives for clinical measures of dynamic foot function—reference data and methodological considerations. Gait & posture. 31 (2) 191-196.

Raveica, I.C., Mohora, C., Raveica, G., y Pena, A. (2014). Using AutoCAD Application as Instrument for Biomechanical Assessment of Orthopedic Impairments. Applied Mechanics and Materials. 436, 277-284.

Razeghi, M. y Batt, M.E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. Gait & posture. 15 (3) 282-291.

Reflexión y referacción de la luz.

http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/107/htm/sec_8.htm. (Consultado el 12-II-2015)

Reina, M y Vázquez, C. (2013). Alteraciones biomecánicas como factor intrínseco en la patomecánica del pie diabético. In III Simposium Internacional Biomecánica y Podología Deportiva: 21 y 22 Junio 2013 Barcelona, libro de actas p. 87.

Ren, L., Jones, R. K. y Howard, D. (2008). Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics. *Journal of Biomechanics*. 41 (12) 2750-2759.

Ribes, X. (2011). Los inicios de la animación audiovisual: la creación de un lenguaje. Portal de la Comunicación: Lecciones del portal, 1-11. Disponible en: http://portalcomunicacion.com/uploads/pdf/28_esp.pdf (Consultado el 20-III-2014).

Riley, P.O., Dicharry, J., Franz, J., Croce, U.D., Wilder, R.P. y Kerrigan, D.C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 40 (6) 1093.

Robertson, D.G.E. (2004). *Introduction to Biomechanics for Human Motion Analysis*. 2 ed. Waterloo ON: Waterloo Biomechanics.

Rockar, Jr, P.A. (1995). The subtalar joint: anatomy and joint motion. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 21 (6) 361-372.

Roddy, E., Myers, H., Thomas, M. J., Marshall, M., D'Cruz, D., Menz, H. B y Peat, G. (2011). The clinical assessment study of the foot (CASF): study protocol for a prospective observational study of foot pain and foot osteoarthritis in the general population. *Journal Foot Ankle Res*. 4, 22.

Rodgers, M. M. (1988). Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical therapy*, 68(12), 1822-1830.

Rodríguez, J. A. (2009). El daguerrotipo. Nuevo descubrimiento físico-químico. *Alquimia*. (38) 6-8

Rodríguez, J.J. (2011). Técnica del radiofotopodograma. *Imagen diagnóstica*. 2, 01. Disponible en <http://www.elsevier.es/es-revista-imagen-diagnostica-308-articulo-tecnica-del-radiofotopodograma-90021080>. (Consultado el 7-II-2015).

Romero, A., García, S., Delgado, J., Cardenal, F.J., Manchado, A.R., López, S.G. et al SG. (1999). La transformación lineal directa: un método de fotogrametría convergente de bajo coste. *Mapping*. (52) 52-56

Root, M.L., Orien, W.P. y Weed, J.H. (1997). *Normal and Abnormal Function of the Foot*. Los Ángeles: Clinical Biomechanics.

Root, M.L., Orien, W.P., Weed, J.H. y Hugues, R.J. (1991). Exploración biomecánica el pie. Madrid: Ortocen editores.

Rosenbaum, D. y Becker, H.P. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. Foot and Ankle Surgery. 3 (1) 1-14.

Rueda, M. (2003) Introducción a la biomecánica del pie (II). Apuntes. Medicina de l'Esport. 38(142) 33-36.

Rueda, M. (2004). Introducción a la Biomecánica del pie (IV). Apuntes. Medicina de l'Esport. 39 (144) 27-34.

Rumpf, M.C., Salacinski, A.J., Macfarlane, P.A. y Looney, M.A. (2014). Effect of Supramaximal Spinning® on Running Performance of Male Collegiate Soccer Players. Journal of Athletic Enhancement. 3: 6. of, 5, 1-82.

Disponible: <http://scitechnol.com/effect-of-supramaximal-spinning-on-running-performance-of-male-collegiate-soccer-players-Ynqv.pdf>. (Consultado el 14-XII-2014).

Sagrario, M., Pérez, E, y Escofet, J.(2004). Óptica geométrica. Ariel.

Salvador, P., García, F., Iranzo, M., Pérez-Soriano, P. y Llana, S. (2011). Evaluación de la presión plantar en cinta rodante y suelo durante la marcha. Fisioterapia. 33 (5) 198-202.

Sánchez, J.A. (2006). Introducción a la fotogrametría. Disponible en: ftp://ftp.unsj.edu.ar/agrimensura/Fotogrametria/Unidad6/Introduccion_a_la_Fotogrametria.pdf. (Consultado el 20/I/2015).

Sánchez, S., Becerro de Bengoa, R., Losa, M. y Gómez, B. (2007). MARA: maniobra de aproximación a la realidad para el antepié. Revista Internacional de Ciencias Podológicas, 1(2), 17-25.

Sánchez-Lacuesta J. (2004). Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia.

Sánchez-Vigil, J. M. y Salvador-Benítez, A. (2014). Documentación fotográfica. Editorial UOC.

Sandoval, V. (2004). Cartografía elaborada con un método fotogramétrico simple versus un método digital (Softcopy-Fotogrametría). Bosque (Valdivia). 25 (1) 87-94.

Sanz C. Cinesiología de la marcha humana normal. Links, 1-14. 2006 (citado 3 Abr 2015). Disponible en:

<http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf>

Seibel, M.O. (1988). Foot Function. A programmed text. Baltimore: Williams&Wilkins.

Sekiya, N. y Nagasaki, H. (1998). Reproducibility of the walking patterns of normal young adults: test-retest reliability of the walk ratio (step-length/step-rate). Gait & posture. 7 (3) 225-227.

Serradj, A. (2014). Cartografia, Informação geografia e novas tecnologias. Revista do Departamento de Geografia. 455-481.

Soda, P., Carta, A., Formica, D. y Guglielmelli, E. (2009). A low-cost video-based tool for clinical gait analysis. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE . 3979-3982).

Sony® HDR-SX150. Disponible en:

<http://pdf.crse.com/manuals/4170893641.pdf>. (Consultado el 15-II-2015).

Soto-Medina, C. A., Guerrerosantos, J. y de la Torre-Guerrerosantos, Y. (2014). Fotografía digital: una guía sencilla de actualización. Cirugía Plástica Ibero-Latinoamericana. 40(1), 29-37

Spencer, A.M. (1995). Biomecánica y ortopedia podiátricas. En J.M. Robbins. Podología. Atención primaria. Buenos Aires: Panamericana.

Spink, M.J., Menz, H.B. y Lord, S.R. (2009). Distribution and correlates of plantar hyperkeratotic lesions in older people. Journal of Foot Ankle Res, 2(8).

Stegmaier, J., Alshut, R., Reischl, M. y Mikut, R. (2012). Information fusion of image analysis, video object tracking, and data mining of biological images using the open source MATLAB toolbox Gait-CAD. Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik. 57 (SI-1 Track-B) 458-461.

Stewart, M. (2003). Patient-centered medicine: transforming the clinical method. Radcliffe Medical Press Ltd. Abingd.

Strathclyde Glasgow University.

<http://www.strath.ac.uk/rkes/archiveresearch/researchfacilities/laboratoriesandotherresearchfacilities/gaitlaboratory/> (Consultado el 7-II-2015).

STT Systems. <http://www.stt-systems.com/es/productos/sensores-inerciales/ibs-sensor/> (Consultado el 22-II-2015).

Suárez, A. A., & García, O. G. (2004). Análisis de los factores que condicionan la eficacia en el golpeo a balón parado en el fútbol. Lecturas: Educación física y deportes, (69), 23.

- Suárez, R., y Blanco M.A. (2007). El método clínico y su valor para el diagnóstico. Revista Habanera de Ciencias Médicas, 6(1), 0-0.
- Subotnick, S.I. (1975). Biomechanics of de subtalar and midtarsal joints motion. Journal American Podiatry Association. 65 (8) 756.
- Sutherland, D.H. y Hagy, J.L. (1972). Measurement of gait movements from motion picture film. The Journal of Bone & Joint Surgery. 54 (4) 787-797.
- Sutherland, D.H., Kaufman, K.R. y Moitoza, J.R. (1994). Kinematics of normal human walking. In J. Rose J.G Gamble (Eds.) Human walking. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Swainson, G, y Lyver, D. (1997). La iluminación en vídeo. Madrid: Gedisa.
- System reference Vicon® 1.4. Disponible en:
- <http://bdml.stanford.edu/twiki/pub/Haptics/MotionDisplayKAUST/ViconHardwareReference.pdf>. (Citado el 3-I-2015).
- Tartaruga, M.P., Cadore, E.L., Alberton, C.L., Nabinger, E., Peyré-Tartaruga, L.A., Ávila, A.O.V. y Krueel, L.F.M. (2010). Comparison of protocols for determining the subtalar joint angle. Acta Ortopédica Brasileira. 18 (3) 122-126.
- The American Society for Photogrammetry and Remote Sensing (ASPRS). Disponible en:
- <http://www.asprs.org/> (Consultado el 2-XI-2014).
- Thornton, I.M. (1998). The visual perception of human locomotion. Cognitive Neuropsychology, 15(6-8), 535-552. Disponible: http://www.ianthornton.com/publications/pubs/TH_P_SH_1998.pdf. (Consultado el 9-I-2015).
- Torralba, M.A., Medina, J., Padullés, J.M., De Fuentes, M., Casas, J., Batalla, A. y Costa, U. (2008) Análisis funcional y cinemático de la marcha en un paciente con lesión medular lumbar incompleta, antes y después del programa de entrenamiento intensivo con soporte parcial del peso corporal. Biomecánica. 16 (2) 50-57.
- Ugbohue, U.C., Papi, E., Kaliarntas, K.T., Kerr, A., Earl, L., Pomeroy, V. M. y Rowe, P.J. (2013). The evaluation of an inexpensive, 2D, video based gait assessment system for clinical use. Gait & posture. 38 (3) 483-489.
- Ugbohue, U.C., Papi, E., Kerr, A., Earl, L. y Pomeroy V.M. (2011) Intra- and Inter- Rater Reliability Measurements of Kinematic and TemporoSpatial Parameters of Gait Using a Simple Video Technique. Journal of Bioengineering & Biomedical Science. S1:003. doi:10.4172/2155-9538.S1-003.

Unbehaum, K. (1980). Cine y trucos. Barcelona: Instituto Paramón Ediciones.

UT Dallas. Disponible en: <http://www.utdallas.edu/atec/midori/Handouts/walkingGraphs.htm>. (Consultado el 14-II-2015).

Uzun, M., Bülbül, M., Toker, S., Beksaç, B. y Kara, A. (2014). Medical photography: principles for orthopedics. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 9 (1) 23.

Vallejo, D. (2011). Fotografía en odontología. Biblioteca Digital Universidad del Valle. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10893/2541> (Consultado el 10-III-2014).

Valmassy, RL. (1996). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremity*. Sant Louis Missouri: Mosby.

Van Best, J.A., Pronk, C.N., Mechelse, K., Pompe, R. y Van Eijndhoven, J.H. (1982). A method for two dimensional multi-segmental kinematic and kinetic analysis of normal and pathological human gait. *Medical progress through technology*. 10 (3) 143-159.

Van Gheluwe, B., Tielemans, R. y Roosen, P. (1995). The influence of heel counter rigidity on rearfoot motion during running. *Journal of Applied Biomechanics*. 11, 47-67.

Verleysen, J. (1977). *Compendio de podología*. Madrid: Paraninfo.

Viladot, A. Jr. (1989). Exploración. En A. Viladot (Eds.) *Quince lecciones de patología del pie*. Barcelona: Toray.

Vilar, J.M., Morales, M., Morales, I., Miró, F., Martínez, A. y Rodríguez, O. (2010). Análisis cinemático mediante videografía de alta velocidad en la displasia de cadera canina. *Revista Electrónica de Veterinaria*. 11 (1) 1-6.

Vollmer, M. y Möllmann, K.P. (2011). High speed and slow motion: the technology of modern high speed cameras. *Physics Education*. 46 (2) 191.

Voogel, E, Keyzer, P. (1979). Cine, 200 consejos prácticos. Barcelona: Instituto Paramón Ediciones.

Wahl, E.P., Ledoux, W.R., Whittaker, E C., Cook, B.K. y Sangeorzan, B.J. (2014). Normal and Misaligned Talonavicular Fusion Alters Cadaveric Foot Pressure and Kinematics. *University of Washington Department of Orthopaedics and Sports Medicine*. 52.

Wang, R., Leow, W. K., y Leong, H. W. (2008). 3D-2D spatiotemporal registration for sports motion analysis. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 2008. CVPR 2008. IEEE Conference on* (1-8). IEEE.

Wearing, S.C., Urry, S., Perlman, P.R., Dubois, P. y Smeathers, J.E. (1999). Serial

- measurement of calcaneal pitch during midstance. Journal of the American Podiatric Medical Association. 89 (4)188-193.
- Whittle, M. W. (2014). Gait analysis: an introduction. Butterworth-Heinemann.
- Wikimedia. Motion interpolation of a horse and rider galloping. http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/6f/Motion_interpolation_example.jpg. (Consultado el 9-II-2015).
- Willems, P.A., Schepens, B. y Detrembleur, C. (2012). Marcha normal. EMC-Kinesiterapia-Medicina Física. 33 (2) 1-29.
- Willson, J.D., Ireland, M.L., Davis, I. (2006). Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. Medicine and science in sports and exercise. 38 (5) 945.
- Winter, D.A. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4th ed. Toronto; Wiley.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D. y Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. Journal of biomechanics. 35 (4) 543-548.
- Yabar, L. F., García, D. O. y Villavicencio, A. (2008). Estudio para el diseño de un sistema baropodométrico electrónico. Universidad Tecnológica del Perú, Lima, 10. Disponible en: <http://ns1.fi.uner.edu.ar/grupos/geic/biblioteca/archivos/Trabypres/To8TCPeo7.pdf>. (Consultado el 6-II-2015).
- Yoon, J.Y., Oh, J.S. y An, D.H. (2014). Three-Dimensional Analysis of Foot Motion After Uphill Walking With Mobilization With Movement Using Tape Applied to the Talocrural Joint in Women With Limited Ankle Dorsiflexion. Foot & ankle international. 35 (11) 1217-1225.
- Zammit, G. V. y Payne, C. B. (2007). Relationship between positive clinical outcomes of foot orthotic treatment and changes in rearfoot kinematics. Journal of the American Podiatric Medical Association. 97 (3) 207-212.
- Zatsiorky, V.M. (1998). Kinematics of Human Motion. Champaign IL: Human Kinetics
- Zettl, H. (1996). El manual de producción para vídeo y televisión. Escuela de Cine y Vídeo.
- Zhang, J., Si, Y., Zhang, Y. y Liu, Y. (2014). The effects of restricting the flexion-extension motion of the first metatarsophalangeal joint on human walking gait. Bio-medical materials and engineering. 24 (6) 2577-2584.

Zhang, Y., Ogata, N., Yozu, A. y Haga, N. (2013). Two-dimensional video gait analyses in patients with congenital insensitivity to pain. *Developmental neurorehabilitation*. 16 (4) 266-270.

Zingsem, C., Gutiérrez-Dávila, M., & Rojas, F. J. (2014). Effect of the type of footwear on biomechanical parameters in the foot contact phase in middle-distance runners. *European Journal of Human Movement*. 33, 79-92.

Zurita, A. (2013). Bioval Systems:" análisis biomecánico en 3D". In III Symposium Internacional Biomecánica y Podología Deportiva: 21 y 22 Junio 2013 Barcelona, libro de actas (52-60).

Mackey, A. H., Lobb, G. L., Walt, S. E., & Stott, N. S. (2003). Reliability and validity of the Observational Gait Scale in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 45(01), 4-11.

Batista, J., Maestu, R., Gutman, J., Logioco, L., Roncolato, D., & Yannone, C. (2012). Artroscopía de la Articulación Subastragalina: Técnica Quirúrgica, Indicaciones, Resultados y Complicaciones. *Artrosc.(B. Aires)*, 19(2), 109-113.

1ª POSTERIOR

Contacto	Tº CONT IZQ	Tº CONT DCh			Aº Calcan Foto Val:+/Var:--				Aº Pierna Foto Val:+/Var:--	
	Posición ASA Val:+/Var:--				Aº Calcan Real Val:+/Var:--				Aº Pierna Real Val:+/Var:--	
Inicio Apoyo medio	Tº AP MED IZ	Tº AP MED DCh			Aº Calcan Foto Val:+/Var:--				Aº Pierna Foto Val:+/Var:--	
	Posición ASA Val:+/Var:--				Aº Calcan Real Val:+/Var:--				Aº Pierna Real Val:+/Var:--	
Inicio propulsivo	Tº PR IZQ 273 mls	Tº TOT IZ 603 mls	Tº PR DCh 360 mls	Tº TOT D	Aº Calcan Foto Val:+/Var:--				Aº Pierna Foto Val:+/Var:--	
					Aº Calcan Real Val:+/Var:--				Aº Pierna Real Val:+/Var:--	

LATERAL

Contacto	Tº CONT IZQ	Tº CONT DCh			Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--	
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino					
Inicio Apoyo Medio	Tº AP MED IZ	Tº AP MED DHc			Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--	
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino					
Inicio propulsivo	Tº PR IZQ	Tº TOT IZ	Tº PR DCh	Tº TOT D	Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--	
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino					

ANTERIOR

	Tiempo total				Aº dinám antep Val:+/Var:--				Aº Escafoides	
--	--------------	--	--	--	--------------------------------	--	--	--	---------------	--

2ª POSTERIOR

Izquierda		Derecha		Izquierda		Derecha		Izquierda		Derecha
Contacto	Tº CONT IZQ	Tº CONT DCh			Aº Calcan Foto Val:+/Var:--				Aº Pierna Foto Val:+/Var:--	
	Posición ASA Val:+/Var:--				Aº Calcan Real Val:+/Var:--				Aº Pierna Real Val:+/Var:--	
Inicio Apoyo medio	Tº AP MED IZ	Tº AP MED DCh			Aº Calcan Foto Val:+/Var:--				Aº Pierna Foto Val:+/Var:--	
	Posición ASA Val:+/Var:--				Aº Calcan Real Val:+/Var:--				Aº Pierna Real Val:+/Var:--	
Inicio propulsivo	Tº PR IZQ	Tº TOT IZ	Tº PR DCh	Tº TOT D		Aº Calcan Foto Val:+/Var:--			Aº Pierna Foto Val:+/Var:--	
						Aº Calcan Real Val:+/Var:--			Aº Pierna Real Val:+/Var:--	

LATERAL

Contacto	Tº CONT IZQ	Tº CONT DCh			Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--	
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino					
Inicio Apoyo Medio	Tº AP MED IZ	Tº AP MED DCh			Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--	
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino					
Inicio propulsivo	Tº PR IZQ	Tº TOT IZ	Tº PR DCh	Tº TOT D		Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--			Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--	
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino					

ANTERIOR

	Tiempo total				Aº dinám antep Val:+/Var:--				Aº Escafoides	
--	--------------	--	--	--	--------------------------------	--	--	--	---------------	--

3ª POSTERIOR

Contacto	Tº CONT IZQ	Tº CONT DCh			Aº Calcan Foto Val:+/Var:--				Aº Pierna Foto Val:+/Var:--	
	Posición ASA Val:+/Var:--				Aº Calcan Real Val:+/Var:--				Aº Pierna Real Val:+/Var:--	
Inicio Apoyo medio	Tº AP MED IZ	Tº AP MED DCh			Aº Calcan Foto Val:+/Var:--				Aº Pierna Foto Val:+/Var:--	
	Posición ASA Val:+/Var:--				Aº Calcan Real Val:+/Var:--				Aº Pierna Real Val:+/Var:--	
Inicio propulsivo	Tº PR IZQ	Tº TOT IZ	Tº PR DCh	Tº TOT D		Aº Calcan Foto Val:+/Var:--			Aº Pierna Foto Val:+/Var:--	
						Aº Calcan Real Val:+/Var:--			Aº Pierna Real Val:+/Var:--	

LATERAL									
Contacto	Tº CONT IZQ	Tº CONT DCh			Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino				
Inicio Apoyo Medio									
	Tº AP MED IZ	Tº AP MED DCh			Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino				
Inicio propulsivo									
	Tº PR IZQ	Tº TOT IZ	Tº PR DCh	Tº TOT D	Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino				
ANTERIOR									
	Tiempo total				Aº dinám antep Val:+/Var:--				Aº Escafoides

MEDIA. POSTERIOR									
Contacto	Tº CONT IZQ	Tº CONT DCh			Aº Calcan Foto Val:+/Var:--				Aº Pierna Foto Val:+/Var:--
	Posición ASA Val:+/Var:--				Aº Calcan Real Val:+/Var:--				Aº Pierna Real Val:+/Var:--
Inicio Apoyo medio									
	Tº AP MED IZ	Tº AP MED DCh			Aº Calcan Foto Val:+/Var:--				Aº Pierna Foto Val:+/Var:--
	Posición ASA Val:+/Var:--				Aº Calcan Real Val:+/Var:--				Aº Pierna Real Val:+/Var:--
Inicio propulsivo									
	Tº PR IZQ	Tº TOT IZ	Tº PR DCh	Tº TOT D	Aº Calcan Foto Val:+/Var:--				Aº Pierna Foto Val:+/Var:--
					Aº Calcan Real Val:+/Var:--				Aº Pierna Real Val:+/Var:--
LATERAL									
Contacto	Tº CONT IZQ	Tº CONT DCh			Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino				
Inicio Apoyo Medio									
	Tº AP MED IZ	Tº AP MED DCh			Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino				
Inicio propulsivo									
	Tº PR IZQ	Tº TOT IZ	Tº PR DCh	Tº TOT D	Aº Retrop Sagit Atrás:+/Del:--				Aº Pierna-suelo Atrás:+/Del:--
	Aº Tobillo Dors:+/Plant:--				Aº Antep equino				
ANTERIOR									
	Tiempo total				Aº dinám antep Val:+/Var:--				Aº Escafoides

1º AMF: flexión dorsal de la 1º AMF; **Aº Antepié:** ángulo de antepié (Ángulo de retropié +ángulo de bloqueo de la AMT); **Aº Antp. Equin:** ángulo de antepié equino (lateral del antepié sobre proyección de lateral del retropié); **Aº Calcan Foto :** ángulo calcáneo con el suelo medido en el fotograma; **Aº Calcan Real:** Ángulo calcáneo real (Ángulo de foto aplicando fórmula correctora); **Aº dinám antep:** ángulo dinámico de antepié (ángulo neto con el que el pie antepié incide con el suelo; **Aº Escafoides:** Ángulo de línea entre escafoides y lateral 1º AMF y línea de esta y suelo; **Aº Fick:** ángulo de marcha (plano transversal); **Aº Retropié:** ángulo de retropié (Ángulo de la tibia + PN ASA); **Aº Retrop Sagit :** ángulo de la cara posterior del retropié con el suelo en el plano sagital **Aº pierna:** ángulo de la pierna con el suelo plano frontal; **Aº pierna Foto:** ángulo de la tibia con el suelo en la foto; **Aº pierna Real:** Ángulo de la tibia con el suelo real, (Ángulo de la foto aplicando fórmulas correctoras); **Aº pierna-suelo:** Ángulo tibia suelo; **Aº Tobillo:** ángulo tobillo; **P ASA:** posición articulación de ASA; **PNCA:** posición neutra del calcáneo en apoyo; **PRCA:** posición relajada del calcáneo en apoyo; **Tobillo rod ext :** flexión dorsal del tobillo con la rodilla extendida **Tobill rod flex:** flexión dorsal del tobillo con la rodilla flexionada;

Atrás:+/Del:-- : Posición atrás representada por número positivo/ Posición delante representada por número negativo.

Dor:+/Plan:--: Posición flexión dorsal, representado por número positivo/ Flexión plantar, representado por número negativo.

Ex:+/In:-- : Posición externa representada por número positivo/ Posición interna representada por número negativo.

Val:+/Var:-- : Posición en valgo representada por número positivo/ Posición en varo representada por número negativo.

Anexo II.

PROTOCOLO ANÁLISIS VIDEOGRAFICO BIDIMENSIONAL

ÁREA CLÍNICA DE PODOLOGÍA. UNIVERSIDAD DE SEVILLA

1. ANÁLISIS PREVIOS EN ESTÁTICA.

- a) Análisis en decúbito supino.
 - i) Flexión dorsal del tobillo con rodilla extendida.
 - ii) Flexión dorsal del tobillo con rodilla extendida.
 - iii) Flexión dorsal de la 1ª AMF.
 - iv) Laxitud ligamentosa.
- b) En decúbito prono.
 - i) Posición neutra de la ASA.
 - ii) Ángulo de bloqueo en máxima pronación del conjunto articular mediotarsiano.
- c) En bipedestación.
 - i) Ángulo de Fick.
 - ii) Ángulo de la pierna.
 - iii) Posición neutra del calcáneo en apoyo.
 - iv) Posición relajada del calcáneo en apoyo.

2. MARCADO DE LA ZONA EN PIE DESCALZO.

- i) Identificación del paciente
- ii) Bisección de la zona distal de la cara posterior de la pierna.
- iii) Bisección de la zona distal de la cara lateral de la pierna.
- iii) Bisección de la zona distal de la cara anterior de la pierna.
- iv) Bisección de la cara posterior del calcáneo.
- v) Maléolo externo.
- vi) Maléolo interno.
- vii) Tubérculo del escafoides.
- viii) Cara medial de la I AMF.

ix) Cara lateral de la V AMF.

3. COLOCACIÓN Y CONFIGURACIÓN DE LAS CÁMARAS.

- i) Cámara en funcionamiento con memoria vacía.
- ii) En función de las cámaras disponibles, se pondrá una detrás otra lateral y otra delante. Si se dispone de menos, se colocarán según interese.
- iii) Distancia 2.75 m. 6 x altura de encuadre, mínimo 2.75.
- iv) Altura: 7 cm desde suelo al centro de la lente. Epífisis distal del maléolo interno.
- v) Alineación: Con el pie, excepto en la visión frontal posterior con ángulos de Fick positivos que se alinea con la línea de marcha.
- vi) Encuadre: Cámara nivelada horizontalmente. Para el pie, desde la mitad de la pierna hasta la superficie de apoyo, permitiendo que se encuadre el suelo si es necesario para la horizontalidad de la cámara.
- vii) Zum: 8x.
- viii) Enfoque: Centrado en la diana (No automático).
- ix) Velocidad de obturación: Si hay suficiente luz, se puede dejar en automático.
- x) Apertura de Diafragma: Si hay suficiente luz, se puede dejar en automático.
- xi) Frecuencia: Entre 200 Hz y 300 Hz.
- xii) Iluminación: Potente y homogénea.

4. MANIOBRAS PREVIAS.

- i) Observar la marcha espontánea.
- ii) Foto de diana para calibrar encuadrar y enfocar.
- iii) Foto del pie en apoyo.

5. GRABACIÓN.

- i) Comprobar identificación: Iniciales del paciente, fecha, numero de toma.
- ii) Decidir quien dirige la grabación.
- iii) Explicar el procedimiento al paciente.
- iv) Empezar a grabar a la orden del director *“grabando”*. Los cámaragrafos confirma la puesta en marcha con la voz *“ya”*.
- v) El paciente empieza grabar cuando ha oído de todos los camarógrafos todos la voz de *“ya”*.
- vi) Intentar el paso libre.
- vii) Borrar en cada cámara la grabación del intento cuando la de una cámara sea incorrecta.
- viii) Marcar cada grabación en la identificación. Las grabaciones anuladas no generan nuevas marcas.
- ix) Si a los tres intentos de paso libre no se consigue ningún paso libre válido se realizará la técnica de paso controlado: pie en estudio sobre la diana, pie contralateral un paso atrás y pie en estudio un paso atrás. Se da el paso con las distancias medidas imprimiendo rapidez para simular normalidad. Indicar el tipo de paso (*“L”* o *“C”*)
- x) Conseguir al menos tres grabaciones simultáneas válidas, preferentemente de un mismo tipo de paso. Para estudios científicos se pueden obtener de ambos tipos para comparar.

6. CRITERIOS DE VALIDEZ DE LA GRABACIÓN.

- i) Corrección técnica: bien encuadrada, enfocada e iluminada.
- ii) Paso completo dentro de la diana.
- iii) Paso completo dentro de la diana.
- iv) Ausencia de gestos extraños.

7. ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES Y OBTENCIÓN DE DATOS

- i) Disponer de una hoja de análisis de imágenes.

- ii) Visualizar las imágenes con la cámara conectada a un monitor para identificarlas y recortar las partes no aprovechables.
- iii) Descargar las imágenes y agruparlas por paciente, fecha, punto de vista (FP, L, LI, FA) y orden de grabación, renombrándolas con esta información. Ejemplo: Isidoro Espinosa Moyano, 12 de junio de 1915, vista frontal posterior, toma 1º, sería el archivo IEM-12-6-15-FP-1.
- iv) Analizar las imágenes simultáneamente por pares usando Kinovea®.
 - Frontal posterior y lateral, frontal anterior y lateral, frontal posterior y frontal anterior.
 - a. Sincronizar todas las imágenes a partir del choque de talón.
 - b. Identificar los momentos clave.
 - Choque de talón.
 - Contacto inicial del antepié.
 - Contacto final del antepié.
 - Despegue del talón
 - Despegue inicial del antepié
 - Despegue de dedos.
 - c. Calcular los tiempos de los periodos a partir de los fotogramas.
 - d. Medir los ángulos y evaluar los gestos de interés en cada momento clave: se puede hacer una valoración básica (21 parámetros) o extensa (39 parámetros).

EVALUACIÓN BÁSICA		
Contacto talón suelo	Visión posterior	Ángulo calcáneo/suelo.
		Ángulo pierna/suelo*. Si coincide con el ángulo en estática no se mide en los siguientes momentos.
		Ángulo pierna/calcáneo*.
	Visión lateral	Ángulo cara/posterior retropié en plano sagital.
		Ángulo pierna/suelo.
		Ángulo pierna/pie.
Contacto inicial ant.	Visión anterior	Ángulo de antepié.
Carga completa antepié	Visión posterior	Ángulo calcáneo/suelo.
		Ángulo pierna/calcáneo*.
	V. lateral	Ángulo cara posterior retropié en plano sagital.
	Versión anterior	Ángulo de antepié.
		Altura escafoides
Despegue de talón	Visión posterior	Ángulo calcáneo/suelo.
		Ángulo pierna/calcáneo*.
	Visión lateral	Cara posterior del talón en el plano sagital.
		Ángulo de pierna/suelo
		Ángulo de pierna/pie
	Visión anterior	Altura escafoides
		Posición/rotación de la pierna.
	Visión anterior	Aparición de cara medial retropié.
		Posición/rotación de la pierna.

EVALUACIÓN EXTENSA		
Contacto talón suelo	Visión posterior	Ángulo calcáneo/suelo.
		Ángulo pierna/suelo*. Si coincide con el ángulo en estática no se mide en los siguientes momentos
		Ángulo pierna/calcáneo*.
	Visión lateral	Ángulo cara/posterior retropié en plano sagital.
		Ángulo pierna/suelo.
		Ángulo pierna/pie.
Contacto inicial antepié suelo	Visión posterior	Ángulo calcáneo/suelo.
		Ángulo pierna/calcáneo*.
	Visión lateral	Ángulo cara posterior retropié en plano sagital.
		Ángulos pierna /suelo.
		Ángulo pierna/pie.
	Visión anterior	Secuencia de contacto de antepié con el suelo.
		Ángulo de antepié
Carga completa antepié	Visión posterior	Ángulos calcáneo/suelo,
		pierna/calcáneo*.
	Visión lateral	Ángulo cara posterior retropié en plano sagital.
		Ángulos pierna /suelo; pierna/pie.
		Posición de los dedos
	Visión anterior	Secuencia de contacto de antepié con el suelo.
		Posición del escafoides.
		Ángulo de antepié
Despegue del talón	Visión posterior	Ángulo calcáneo/suelo.
		Ángulo pierna/calcáneo*.
	Visión lateral	Cara posterior del talón en el plano sagital.
		Ángulos pierna /suelo; pierna/pie.
	Visión anterior	Descenso del escafoides.
		Posición/rotación de la pierna.
Inicio	V. posterior	Ángulo del calcáneo*.
	Visión lateral	Ángulos pierna /suelo*.
		Ángulo pierna pierna/pie

despegue antepié	Visión anterior	Aparición de cara medial retropié.
		Movimiento medio-lateral escafoides.
		Posición/rotación de la pierna.
Final despegue antepié	Visión posterior	Ángulo del calcáneo*.
		Secuencia despegue antepié.
	Visión Lateral	Ángulo pie/suelo.
		Posición de dedos.
	Visión anterior	Posición/rotación de la pierna.
		Secuencia de despegue de dedos.

* : Medidas no totalmente fiables, solo orientativas, mientras no se dispongan de tablas y fórmulas correctoras para los ángulos y condiciones observados en esos fotogramas.

8. ELABORACIÓN DEL INFORME.

Se elaborará un informe conteniendo los siguientes apartados:

i) Identificación

ii) Datos de la prueba:

- Fecha de la prueba y fecha del informe
- Tipo de paso
- Puntos de vista simultáneos o correlativos.

iii) Fotogramas clave analizados

iv) Valoración de la prueba:

- Movimiento del calcáneo y la ASA.
- Movimiento del tobillo.
- Descenso del escafoides.
- Ángulo dinámico del antepié.
- Rotación del pierna
- Relaciones con datos de la exploración previa.

v) Nombre, cargo y firma del explorador.

Anexo III. TABLAS DE CORRECCIÓN DE DISTORSIONES ÓPTICAS EN RETROPIÉ

FICK	SAGITAL 20: ATRAS Valgo / Varo																				
	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5
0	15,8	14,8	13,7	12,7	11,6	10,5	9,5	8,4	7,4	6,3	5,2	4,2	3,1	2,1	1,0	0,0	-1,1	-2,1	-3,2	-4,2	-5,2
1	16,1	15,1	14,0	13,0	11,9	10,8	9,8	8,7	7,7	6,6	5,5	4,5	3,5	2,5	1,4	0,4	-0,7	-1,7	-2,8	-3,8	-4,8
2	16,4	15,4	14,3	13,3	12,2	11,1	10,1	9,0	8,1	7,0	5,9	4,9	3,8	2,8	1,7	0,7	-0,4	-1,4	-2,5	-3,5	-4,5
3	16,7	15,7	14,6	13,6	12,5	11,4	10,4	9,4	8,4	7,3	6,2	5,2	4,2	3,2	2,1	1,1	0,0	-1,0	-2,1	-3,1	-4,1
4	16,9	15,9	14,9	13,9	12,8	11,8	10,8	9,7	8,7	7,6	6,5	5,6	4,5	3,5	2,4	1,4	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7
5	17,2	16,2	15,2	14,2	13,1	12,1	11,1	10,0	9,0	8,0	6,9	5,9	4,9	3,9	2,8	1,8	0,7	-0,3	-1,4	-2,4	-3,4
6	17,5	16,5	15,5	14,5	13,4	12,4	11,4	10,3	9,4	8,3	7,2	6,2	5,2	4,2	3,1	2,1	1,1	0,0	-1,0	-2,0	-3,0
7	17,8	16,8	15,8	14,8	13,7	12,7	11,7	10,6	9,7	8,6	7,5	6,6	5,6	4,6	3,5	2,5	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6
8	18,1	17,1	16,1	15,1	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,8	2,8	1,8	0,7	-0,3	-1,3	-2,3
9	18,4	17,4	16,4	15,4	14,3	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,2	7,3	6,3	5,3	4,2	3,2	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9
10	18,7	17,7	16,7	15,7	14,7	13,7	12,7	11,6	10,7	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,5	1,5	0,5	-0,6	-1,5
11	18,9	17,9	16,9	15,9	15,0	14,0	13,0	11,9	11,0	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	4,9	3,9	2,9	1,8	0,8	-0,2	-1,1
12	19,2	18,2	17,2	16,2	15,3	14,3	13,3	12,2	11,3	10,3	9,2	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8
13	19,5	18,5	17,5	16,5	15,6	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,7	6,7	5,6	4,6	3,6	2,5	1,5	0,5	-0,4
14	19,8	18,8	17,8	16,8	15,9	14,9	13,9	12,9	10,9	9,9	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	3,9	2,9	1,9	0,9	0,0	-1,1
15	20,1	19,1	18,1	17,1	16,2	15,2	14,2	13,2	12,3	11,3	10,2	9,3	8,4	7,4	6,3	5,3	4,3	3,2	2,3	1,3	0,4
16	20,4	19,4	18,4	17,4	16,5	15,5	14,5	13,5	12,6	11,6	10,6	9,6	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,6	2,6	1,6	0,7
17	20,6	19,6	18,7	17,7	16,8	15,9	14,9	13,8	12,9	11,9	10,9	10,0	9,1	8,1	7,0	6,0	5,0	3,9	3,0	2,0	1,1
18	20,9	19,9	19,0	18,0	17,1	16,2	15,2	14,2	13,3	12,2	11,2	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,3	3,4	2,4	1,5
19	21,2	20,2	19,3	18,3	17,4	16,5	15,5	14,5	13,6	12,6	11,6	10,7	9,8	8,8	7,7	6,7	5,7	4,6	3,7	2,7	1,8
20	21,5	20,5	19,6	18,6	17,7	16,8	15,8	14,8	13,9	12,9	11,9	11,0	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,0	4,1	3,1	2,2

FICK	SAGITAL 19: ATRAS Valgo / Varo																				
	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5
0	15,7	14,7	13,7	12,6	11,6	10,5	9,5	8,4	7,3	6,3	5,3	4,2	3,1	2,1	1,1	0,0	-1,1	-2,1	-3,2	-4,2	-5,2
1	16,0	15,0	14,0	12,9	11,9	10,8	9,8	8,7	7,6	6,6	5,6	4,5	3,4	2,4	1,4	0,3	-0,8	-1,8	-2,9	-3,9	-4,9
2	16,2	15,2	14,3	13,2	12,2	11,1	10,1	9,0	7,9	6,9	5,9	4,8	3,8	2,8	1,8	0,7	-0,4	-1,4	-2,5	-3,5	-4,5
3	16,5	15,5	14,5	13,5	12,5	11,4	10,4	9,3	8,2	7,2	6,2	5,2	4,1	3,1	2,1	1,0	-0,1	-1,1	-2,2	-3,2	-4,2
4	16,8	15,8	14,8	13,7	12,7	11,7	10,7	9,6	8,5	7,6	6,6	5,5	4,4	3,4	2,4	1,3	0,3	-0,7	-1,8	-2,8	-3,8
5	17,1	16,1	15,1	14,0	13,0	12,0	11,0	9,9	8,9	7,9	6,9	5,8	4,8	3,8	2,8	1,7	0,6	-0,4	-1,5	-2,5	-3,5
6	17,3	16,3	15,4	14,3	13,3	12,3	11,3	10,2	9,2	8,2	7,2	6,1	5,1	4,1	3,1	2,0	1,0	0,0	-1,1	-2,1	-3,1
7	17,6	16,6	15,6	14,6	13,6	12,6	11,6	10,5	9,5	8,5	7,5	6,4	5,4	4,4	3,4	2,3	1,3	0,3	-0,8	-1,8	-2,8
8	17,9	16,9	15,9	14,9	13,9	12,9	11,9	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,4	-1,4	-2,4
9	18,1	17,1	16,2	15,2	14,2	13,2	12,2	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,0	2,0	1,0	-0,1	-1,1	-2,1
10	18,4	17,4	16,5	15,5	14,5	13,5	12,5	11,4	10,4	9,5	8,5	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,3	-0,7	-1,7
11	18,7	17,7	16,7	15,7	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,8	8,8	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,6	-0,4	-1,4
12	18,9	17,9	17,0	16,0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,1	9,1	8,0	7,1	6,1	5,1	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0
13	19,2	18,2	17,3	16,3	15,3	14,3	13,3	12,3	11,3	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,7
14	19,5	18,5	17,6	16,6	15,6	14,6	13,6	12,6	11,6	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3
15	19,8	18,8	17,8	16,9	15,9	14,9	13,9	12,9	12,0	11,0	10,0	9,0	8,1	7,1	6,1	5,0	4,1	3,1	2,1	1,1	0,0
16	20,0	19,0	18,1	17,2	16,2	15,2	14,2	13,2	12,3	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4
17	20,3	19,3	18,4	17,4	16,4	15,5	14,5	13,5	12,6	11,7	10,7	9,6	8,7	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,8	0,7
18	20,6	19,6	18,7	17,7	16,7	15,8	14,8	13,8	12,9	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1
19	20,8	19,8	18,9	18,0	17,0	16,1	15,1	14,1	13,2	12,3	11,3	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5
20	21,1	20,1	19,2	18,3	17,3	16,4	15,4	14,4	13,5	12,6	11,6	10,6	9,7	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8

18		SAGITAL 18: ATRAS: Valgo / Varo																									
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0		15,7	14,6	13,6	12,6	11,5	10,5	9,4	8,4	7,3	6,3	5,2	4,2	3,1	2,1	1,0	0,0	-1,0	-2,1	-3,1	-4,2	-5,3	-6,3	-7,4	-8,4	-9,5	-10,5
1		15,9	14,9	13,9	12,9	11,8	10,8	9,7	8,7	7,6	6,6	5,5	4,5	3,4	2,4	1,3	0,3	-0,7	-1,8	-2,8	-3,9	-5,0	-6,0	-7,1	-8,1	-9,2	-10,2
2		16,2	15,1	14,1	13,1	12,0	11,0	10,0	9,0	7,9	6,9	5,8	4,8	3,7	2,7	1,6	0,6	-0,4	-1,5	-2,5	-3,6	-4,6	-5,6	-6,7	-7,7	-8,8	-9,8
3		16,4	15,4	14,4	13,4	12,3	11,3	10,2	9,2	8,2	7,2	6,1	5,1	4,0	3,0	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,2	-4,3	-5,3	-6,4	-7,4	-8,5	-9,5
4		16,7	15,6	14,6	13,6	12,6	11,6	10,5	9,5	8,4	7,5	6,4	5,4	4,3	3,3	2,2	1,3	0,3	-0,8	-1,8	-2,9	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,1	-9,1
5		16,9	15,9	14,9	13,9	12,8	11,9	10,8	9,8	8,7	7,8	6,7	5,7	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,5	-1,5	-2,6	-3,6	-4,6	-5,7	-6,7	-7,8	-8,8
6		17,2	16,1	15,1	14,2	13,1	12,1	11,1	10,1	9,0	8,0	7,0	6,0	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,2	-1,2	-2,3	-3,3	-4,3	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4
7		17,4	16,4	15,4	14,4	13,4	12,4	11,3	10,4	9,3	8,3	7,3	6,3	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,1	-0,8	-1,9	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,1	-8,1
8		17,7	16,6	15,6	14,7	13,6	12,7	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,6	-2,6	-3,6	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7
9		17,9	16,9	15,9	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,4	-7,4
10		18,2	17,1	16,2	15,2	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,1	3,2	2,2	1,1	0,2	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,1	-7,1
11		18,4	17,4	16,4	15,5	14,4	13,5	12,4	11,5	10,4	9,5	8,4	7,4	6,5	5,5	4,4	3,5	2,5	1,4	0,5	-0,6	-1,6	-2,6	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7
12		18,6	17,6	16,7	15,7	14,7	13,7	12,7	11,8	10,7	9,8	8,7	7,7	6,8	5,8	4,7	3,8	2,8	1,7	0,8	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,4	-6,4
13		18,9	17,9	16,9	16,0	14,9	14,0	13,0	12,0	11,0	10,1	9,0	8,0	7,1	6,1	5,0	4,1	3,1	2,1	1,1	0,0	-0,9	-1,9	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0
14		19,1	18,1	17,2	16,2	15,2	14,3	13,3	12,3	11,3	10,4	9,3	8,3	7,4	6,4	5,3	4,4	3,4	2,4	1,5	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,7	-5,7
15		19,4	18,4	17,4	16,5	15,5	14,6	13,5	12,6	11,6	10,7	9,6	8,6	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,8	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3
16		19,6	18,6	17,7	16,8	15,7	14,8	13,8	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,1	1,0	0,1	-0,9	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0
17		19,9	18,9	17,9	17,0	16,0	15,1	14,1	13,2	12,1	11,2	10,2	9,2	8,3	7,3	6,3	5,4	4,4	3,3	2,4	1,3	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6
18		20,1	19,1	18,2	17,3	16,3	15,4	14,4	13,4	12,4	11,5	10,5	9,5	8,6	7,6	6,6	5,7	4,7	3,7	2,8	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3
19		20,4	19,4	18,4	17,5	16,5	15,6	14,6	13,7	12,7	11,8	10,8	9,8	8,9	7,9	6,9	6,0	5,0	4,0	3,1	2,0	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9
20		20,6	19,6	18,7	17,8	16,8	15,9	14,9	14,0	13,0	12,1	11,1	10,1	9,2	8,2	7,2	6,3	5,3	4,3	3,4	2,3	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6

SAGITAL: ATRAS 17: Valgo / Varo																											
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10	
0	15,6	14,6	13,5	12,5	11,4	10,4	9,4	8,3	7,3	6,2	5,2	4,2	3,1	2,1	1,1	0,0	-1,0	-2,0	-3,1	-4,1	-5,1	-6,2	-7,2	-8,3	-9,3	-10,3	
1	15,8	14,8	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,6	7,6	6,5	5,5	4,5	3,4	2,4	1,4	0,3	-0,7	-1,7	-2,8	-3,8	-4,8	-5,9	-6,9	-7,8	-9,0	-10,0	
2	16,1	15,1	14,0	13,0	11,9	10,9	9,9	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,7	2,7	1,7	0,6	-0,4	-1,4	-2,5	-3,5	-4,5	-5,6	-6,6	-7,3	-8,7	-9,7	
3	16,3	15,3	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,1	8,1	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	0,9	-0,1	-1,1	-2,2	-3,2	-4,2	-5,3	-6,3	-6,8	-8,3	-9,3	
4	16,5	15,5	14,5	13,5	12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,3	6,3	5,3	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,3	-8,0	-9,0	
5	16,8	15,8	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-5,8	-7,7	-8,7	
6	17,0	16,0	14,9	14,0	12,9	11,9	11,0	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-5,2	-7,4	-8,4	
7	17,2	16,2	15,2	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,1	7,1	6,2	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-4,7	-7,1	-8,1	
8	17,4	16,4	15,4	14,5	13,4	12,4	11,5	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-4,2	-6,7	-7,7	
9	17,7	16,7	15,7	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-3,7	-6,4	-7,4	
10	17,9	16,9	15,9	15,0	13,9	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-3,2	-6,1	-7,1	
11	18,1	17,1	16,1	15,2	14,2	13,2	12,3	11,2	10,2	9,2	8,2	7,3	6,2	5,2	4,2	3,2	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-2,7	-5,8	-6,8	
12	18,4	17,4	16,4	15,4	14,4	13,5	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,6	6,5	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-2,2	-5,5	-6,5	
13	18,6	17,6	16,6	15,7	14,7	13,7	12,8	11,7	10,7	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-1,7	-5,1	-6,1	
14	18,8	17,8	16,9	15,9	14,9	14,0	13,0	12,0	11,0	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-1,2	-4,8	-5,8	
15	19,1	18,1	17,1	16,2	15,2	14,2	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-0,7	-4,5	-5,5	
16	19,3	18,3	17,3	16,4	15,4	14,5	13,6	12,5	11,5	10,6	9,6	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-0,1	-4,2	-5,2	
17	19,5	18,5	17,6	16,7	15,7	14,7	13,8	12,8	11,8	10,9	9,9	9,0	7,9	6,9	5,9	5,0	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,8	-1,8	0,4	-3,9	-4,9	
18	19,7	18,7	17,8	16,9	15,9	15,0	14,1	13,1	12,1	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,3	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,5	-1,5	0,9	-3,5	-4,5	
19	20,0	19,0	18,1	17,2	16,2	15,2	14,3	13,3	12,3	11,4	10,4	9,5	8,5	7,5	6,5	5,6	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,2	-1,2	1,4	-3,2	-4,2	
20	20,2	19,2	18,3	17,4	16,4	15,5	14,6	13,6	12,6	11,7	10,7	9,8	8,8	7,8	6,8	5,9	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,1	-0,9	1,9	-2,9	-3,9	

	SAGITAL: ATRAS 16: Valgo / Varo																									
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,5	14,5	13,4	12,4	11,3	10,3	9,3	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,1	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,1	-5,1	-6,2	-7,2	-8,3	-9,3	-10,3
1	15,7	14,7	13,6	12,6	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,4	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,8	-4,8	-5,9	-6,9	-8,0	-9,0	-10,0
2	15,9	14,9	13,9	12,9	11,8	10,8	9,8	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,5	-4,5	-5,6	-6,6	-7,7	-8,7	-9,7
3	16,1	15,2	14,1	13,1	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	1,9	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,3	-6,3	-7,4	-8,4	-9,4
4	16,4	15,4	14,3	13,3	12,2	11,3	10,3	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,3	2,2	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-5,0	-6,0	-7,1	-8,1	-9,1
5	16,6	15,6	14,5	13,6	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,8	-7,8	-8,8
6	16,8	15,8	14,8	13,8	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,8	5,8	4,8	3,8	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,5	-7,5	-8,5
7	17,0	16,0	15,0	14,0	12,9	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,1	3,0	1,9	1,0	0,0	-1,0	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,2	-7,2	-8,2
8	17,2	16,3	15,2	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,9	-6,9	-7,9
9	17,4	16,5	15,4	14,5	13,4	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,6	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,6	-6,6	-7,6
10	17,7	16,7	15,7	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,8	7,8	6,8	5,8	4,9	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3
11	17,9	16,9	15,9	14,9	13,9	12,9	11,9	11,0	10,0	9,0	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,0	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-3,0	-4,0	-4,9	-5,9	-6,9
12	18,1	17,1	16,1	15,2	14,1	13,2	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,3	5,4	4,3	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,7	-3,7	-4,6	-5,6	-6,6
13	18,3	17,4	16,3	15,4	14,4	13,4	12,4	11,5	10,5	9,5	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,3	-1,3	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,3
14	18,5	17,6	16,6	15,6	14,6	13,7	12,7	11,7	10,7	9,8	8,8	7,8	6,8	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	0,0	-1,0	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0
15	18,7	17,8	16,8	15,9	14,8	13,9	12,9	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,1	6,2	5,2	4,1	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,7
16	18,9	18,0	17,0	16,1	15,1	14,1	13,1	12,2	11,2	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,4
17	19,2	18,2	17,2	16,3	15,3	14,4	13,4	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,6	6,7	5,7	4,7	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,1	-4,1	-5,1
18	19,4	18,5	17,5	16,5	15,5	14,6	13,6	12,7	11,7	10,8	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,8	-3,8	-4,8
19	19,6	18,7	17,7	16,8	15,8	14,9	13,9	13,0	12,0	11,0	10,1	9,1	8,1	7,2	6,2	5,2	4,3	3,3	2,3	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,5	-3,5	-4,5
20	19,8	18,9	17,9	17,0	16,0	15,1	14,1	13,2	12,2	11,3	10,4	9,4	8,4	7,5	6,5	5,5	4,6	3,6	2,6	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,2	-3,2	-4,2
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10

	SAGITAL 15: Valgo / Varo																									
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,4	14,5	13,3	12,3	11,3	10,3	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,1	3,1	2,1	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,2	-9,2	-10,2
1	15,6	14,7	13,5	12,5	11,5	10,5	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,9	-8,9	-9,9
2	15,8	14,9	13,7	12,7	11,8	10,8	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,6	3,6	2,6	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,6	-8,6	-9,6
3	16,0	15,1	13,9	13,0	12,0	11,0	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,3	-8,3	-9,3
4	16,2	15,3	14,2	13,2	12,2	11,2	10,1	9,1	8,2	7,2	6,2	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,1	-8,0	-9,0
5	16,4	15,5	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,3	1,3	0,4	-0,7	-1,6	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,8	-7,8	-8,8
6	16,6	15,7	14,6	13,6	12,7	11,7	10,6	9,6	8,6	7,6	6,7	5,6	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,5	-7,5	-8,5
7	16,8	15,9	14,8	13,8	12,9	11,9	10,8	9,8	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,2	-7,2	-8,2
8	17,0	16,1	15,0	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,2	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,2	0,2	-0,8	-1,9	-2,9	-3,8	-4,8	-5,9	-6,9	-7,9
9	17,2	16,3	15,2	14,3	13,3	12,3	11,3	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,5	-1,6	-2,6	-3,5	-4,5	-5,6	-6,6	-7,6
10	17,4	16,5	15,5	14,5	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,7	6,6	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,4	-6,3	-7,3
11	17,6	16,7	15,7	14,7	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,1	-6,0	-7,0
12	17,8	16,9	15,9	14,9	14,0	13,0	12,0	11,0	10,1	9,1	8,1	7,1	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,8	-5,7	-6,7
13	18,0	17,1	16,1	15,2	14,2	13,2	12,3	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,5	1,5	0,6	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,5	-5,4	-6,4
14	18,2	17,3	16,3	15,4	14,5	13,5	12,5	11,5	10,6	9,6	8,6	7,6	6,7	5,7	4,7	3,7	2,8	1,8	0,9	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,2	-5,1	-6,1
15	18,4	17,5	16,5	15,6	14,7	13,7	12,7	11,7	10,8	9,8	8,9	7,9	6,9	5,9	5,0	4,0	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,8	-2,8	-3,9	-4,9	-5,9
16	18,6	17,7	16,7	15,8	14,9	13,9	13,0	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,2	6,2	5,2	4,2	3,3	2,3	1,4	0,4	-0,6	-1,5	-2,5	-3,6	-4,6	-5,6
17	18,8	17,9	17,0	16,0	15,1	14,1	13,2	12,2	11,3	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,6	2,6	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,4	-4,3	-5,3
18	19,0	18,1	17,2	16,3	15,4	14,4	13,4	12,4	11,5	10,5	9,6	8,6	7,7	6,7	5,8	4,8	3,9	2,9	2,0	0,9	-0,1	-1,0	-2,0	-3,1	-4,0	-5,0
19	19,2	18,3	17,4	16,5	15,6	14,6	13,7	12,7	11,8	10,8	9,9	8,9	7,9	6,9	6,0	5,0	4,1	3,1	2,2	1,2	0,2	-0,7	-1,7	-2,8	-3,7	-4,7
20	19,4	18,5	17,6	16,7	15,8	14,8	13,9	12,9	12,0	11,0	10,1	9,1	8,2	7,2	6,3	5,3	4,4	3,4	2,5	1,5	0,5	-0,4	-1,4	-2,5	-3,4	-4,4

		SAGITAL 13 ATRAS: Valgo / Varo																											
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10		
0		15,3	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,2	-10,2		
1		15,5	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,9	-4,8	-5,9	-6,9	-7,9	-9,0	-9,9		
2		15,6	14,5	13,6	12,6	11,6	10,6	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,7	-9,6		
3		15,8	14,7	13,7	12,7	11,7	10,8	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,3	-1,3	-2,3	-3,4	-4,3	-5,4	-6,4	-7,4	-8,5	-9,3		
4		15,9	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,8	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,2	-4,0	-5,2	-6,1	-7,2	-8,2	-9,0		
5		16,1	15,1	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,7	-4,9	-5,9	-6,9	-8,0	-8,7		
6		16,3	15,2	14,3	13,3	12,3	11,3	10,2	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,5	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,4		
7		16,4	15,4	14,4	13,4	12,5	11,5	10,4	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,4	-1,4	-2,5	-3,2	-4,5	-5,4	-6,5	-7,5	-8,1		
8		16,6	15,6	14,6	13,6	12,6	11,7	10,6	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-2,9	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-7,8		
9		16,7	15,7	14,8	13,8	12,8	11,9	10,8	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-2,6	-4,0	-4,9	-6,0	-7,0	-7,5		
10		16,9	15,9	15,0	14,0	13,0	12,1	11,0	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,8	-1,8	-2,4	-3,8	-4,7	-5,8	-6,8	-7,3		
11		17,1	16,1	15,1	14,1	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,4	2,4	1,4	0,5	-0,5	-1,5	-2,1	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,0		
12		17,2	16,2	15,3	14,3	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,3	-1,3	-1,8	-3,3	-4,2	-5,3	-6,3	-6,7		
13		17,4	16,4	15,5	14,5	13,5	12,6	11,6	10,6	9,6	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,8	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,0	-1,5	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-6,4		
14		17,5	16,6	15,7	14,7	13,7	12,8	11,8	10,8	9,8	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	4,0	3,0	2,1	1,2	0,2	-0,8	-1,3	-2,8	-3,7	-4,8	-5,8	-6,1		
15		17,7	16,8	15,8	14,8	13,9	13,0	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,1	6,2	5,2	4,2	3,2	2,3	1,4	0,4	-0,6	-1,0	-2,6	-3,5	-4,6	-5,5	-5,8		
16		17,9	16,9	16,0	15,0	14,1	13,2	12,1	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,4	5,4	4,4	3,4	2,5	1,6	0,6	-0,3	-0,7	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-5,5		
17		18,0	17,1	16,2	15,2	14,3	13,3	12,3	11,4	10,4	9,5	8,5	7,5	6,6	5,6	4,7	3,7	2,7	1,8	0,8	-0,1	-0,4	-2,1	-3,0	-4,1	-5,0	-5,2		
18		18,2	17,3	16,4	15,4	14,4	13,5	12,5	11,6	10,6	9,7	8,7	7,7	6,8	5,8	4,9	3,9	3,0	2,1	1,1	0,1	-0,1	-1,9	-2,8	-3,9	-4,8	-4,9		
19		18,3	17,4	16,5	15,5	14,6	13,7	12,7	11,8	10,8	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	5,1	4,1	3,2	2,3	1,3	0,4	0,1	-1,6	-2,5	-3,6	-4,5	-4,6		
20		18,5	17,6	16,7	15,7	14,8	13,9	12,9	12,0	11,0	10,1	9,1	8,1	7,2	6,2	5,3	4,3	3,4	2,5	1,5	0,6	0,4	-1,4	-2,3	-3,4	-4,3	-4,3		

		SAGITAL 12 ATRAS: Valgo / Varo																											
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10		
0		15,3	14,3	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,1	-9,1	-10,1		
1		15,4	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,3	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,9	-8,9	-9,9		
2		15,6	14,6	13,5	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6		
3		15,7	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,6	6,6	5,7	4,7	3,7	2,7	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,3	-7,4	-8,4	-9,4		
4		15,9	14,9	13,8	12,8	11,8	10,9	9,9	8,9	7,8	6,8	5,8	4,9	3,9	2,9	1,8	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,2	-8,2	-9,2		
5		16,0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,1	9,1	8,0	7,0	6,0	5,1	4,1	3,1	2,0	1,0	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-7,0	-8,0	-9,0		
6		16,1	15,2	14,1	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,3	2,2	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7		
7		16,3	15,3	14,3	13,3	12,3	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,5	2,4	1,4	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5		
8		16,4	15,5	14,4	13,5	12,5	11,5	10,6	9,6	8,5	7,5	6,6	5,6	4,6	3,7	2,6	1,6	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,2	-4,2	-5,2	-6,3	-7,3	-8,3		
9		16,6	15,6	14,6	13,6	12,6	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,8	5,8	4,8	3,9	2,8	1,8	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0		
10		16,7	15,8	14,8	13,8	12,8	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	5,0	4,1	3,0	2,1	1,1	0,2	-0,9	-1,9	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8		
11		16,8	15,9	14,9	14,0	13,0	12,0	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,2	5,2	4,2	3,2	2,3	1,3	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6		
12		17,0	16,0	15,1	14,1	13,1	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,4	5,4	4,4	3,4	2,5	1,5	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,3	-6,3	-7,3		
13		17,1	16,2	15,2	14,3	13,3	12,3	11,4	10,4	9,4	8,4	7,5	6,6	5,6	4,6	3,6	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1		
14		17,3	16,3	15,4	14,4	13,4	12,5	11,6	10,6	9,6	8,6	7,7	6,8	5,8	4,8	3,8	2,9	1,9	1,0	0,0	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9		
15		17,4	16,5	15,5	14,6	13,6	12,7	11,8	10,8	9,8	8,8	7,9	7,0	6,0	5,0	4,0	3,1	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7		
16		17,5	16,6	15,7	14,8	13,8	12,8	11,9	10,9	10,0	9,0	8,1	7,1	6,1	5,2	4,2	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,5	-2,5	-3,5	-4,4	-5,4	-6,4		
17		17,7	16,8	15,8	14,9	13,9	13,0	12,1	11,1	10,2	9,2	8,2	7,3	6,3	5,4	4,4	3,5	2,6	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,2		
18		17,8	16,9	16,0	15,1	14,1	13,2	12,3	11,3	10,3	9,3	8,4	7,5	6,5	5,6	4,6	3,7	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0		
19		18,0	17,1	16,1	15,2	14,2	13,3	12,4	11,4	10,5	9,5	8,6	7,7	6,7	5,8	4,8	3,9	3,0	2,1	1,1	0,1	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,7		
20		18,1	17,2	16,3	15,4	14,4	13,5	12,6	11,6	10,7	9,7	8,8	7,9	6,9	6,0	5,0	4,1	3,2	2,3	1,3	0,3	-0,6	-1,6	-2,6	-3,5	-4,5	-5,5		

		SAGITAL 11 ATRAS: Valgo / Varo																									
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0		15,2	14,2	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
1		15,3	14,3	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9
2		15,5	14,5	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,3	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7
3		15,6	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,5	-7,5	-8,4	-9,4
4		15,7	14,8	13,7	12,7	11,7	10,7	9,8	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2
5		15,9	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0
6		16,0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,1	10,1	9,0	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8	-8,8
7		16,1	15,2	14,2	13,2	12,2	11,2	10,3	9,2	8,2	7,2	6,3	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6
8		16,3	15,3	14,3	13,3	12,3	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,3	-8,3
9		16,4	15,5	14,5	13,5	12,5	11,5	10,6	9,5	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,7	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1
10		16,6	15,6	14,6	13,7	12,7	11,7	10,8	9,7	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,9	2,9	1,9	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-6,9	-7,9
11		16,7	15,7	14,8	13,8	12,8	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	5,0	4,0	3,1	2,1	1,1	0,2	-0,8	-1,7	-2,8	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7
12		16,8	15,9	14,9	14,0	13,0	12,0	11,1	10,0	9,1	8,1	7,2	6,2	5,2	4,2	3,3	2,3	1,3	0,4	-0,6	-1,5	-2,6	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5
13		17,0	16,0	15,1	14,1	13,1	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,4	3,5	2,5	1,5	0,6	-0,4	-1,3	-2,4	-3,3	-4,3	-5,3	-6,2	-7,2
14		17,1	16,2	15,2	14,4	13,3	12,3	11,4	10,4	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,6	3,7	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,1	-2,2	-3,1	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0
15		17,2	16,3	15,4	14,3	13,4	12,5	11,6	10,6	9,6	8,6	7,7	6,7	5,7	4,8	3,9	2,9	1,9	1,0	0,0	-0,9	-2,0	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8
16		17,4	16,4	15,5	14,6	13,6	12,7	11,7	10,7	9,8	8,8	7,9	6,9	5,9	5,0	4,0	3,0	2,1	1,2	0,2	-0,7	-1,8	-2,7	-3,7	-4,7	-5,6	-6,6
17		17,5	16,6	15,7	14,7	13,7	12,8	11,9	10,9	10,0	9,0	8,1	7,1	6,1	5,1	4,2	3,2	2,3	1,4	0,4	-0,5	-1,6	-2,5	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4
18		17,6	16,7	15,8	14,9	13,9	13,0	12,1	11,1	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,3	4,4	3,4	2,5	1,6	0,6	-0,3	-1,4	-2,3	-3,2	-4,2	-5,1	-6,1
19		17,8	16,9	16,0	15,0	14,0	13,1	12,2	11,2	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,5	4,6	3,6	2,7	1,8	0,8	-0,1	-1,2	-2,1	-3,0	-4,0	-4,9	-5,9
20		17,9	17,0	16,1	15,2	14,2	13,3	12,4	11,4	10,5	9,5	8,6	7,6	6,6	5,7	4,8	3,8	2,9	2,0	1,0	0,1	-1,0	-1,9	-2,8	-3,8	-4,7	-5,7

		SAGITAL 14: Valgo / Varo																											
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10		
0		15,3	14,3	13,3	12,3	11,2	10,2	9,2	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,2	-8,2	-9,2	-10,4		
1		15,5	14,5	13,5	12,5	11,4	10,4	9,4	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,9	-2,9	-3,9	-4,8	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-10,4		
2		15,7	14,7	13,7	12,7	11,6	10,6	9,6	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,7	-7,7	-8,7	-10,1		
3		15,8	14,8	13,9	12,9	11,8	10,8	9,8	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,8	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,8		
4		16,0	15,0	14,0	13,1	12,0	11,0	10,0	8,9	7,9	7,0	6,0	5,0	4,0	2,9	1,9	0,9	0,0	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,2	-7,2	-8,2	-9,6		
5		16,2	15,2	14,2	13,3	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,9	-1,9	-2,9	-3,8	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-9,3		
6		16,4	15,4	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,5	-4,6	-5,7	-6,7	-7,6	-9,0		
7		16,5	15,6	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,4	-1,4	-2,4	-3,3	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,7		
8		16,7	15,7	14,8	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,9	5,9	4,9	3,8	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,0	-4,1	-5,2	-6,2	-7,1	-8,4		
9		16,9	15,9	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,2	0,1	-0,9	-1,9	-2,8	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-8,1		
10		17,1	16,1	15,2	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,7	-1,7	-2,5	-3,6	-4,7	-5,7	-6,6	-7,9		
11		17,2	16,3	15,3	14,4	13,3	12,4	11,4	10,4	9,4	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,2	-3,4	-4,4	-5,4	-6,3	-7,6		
12		17,4	16,5	15,5	14,6	13,5	12,6	11,6	10,6	9,6	8,7	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,9	0,8	-0,2	-1,2	-2,0	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,3		
13		17,6	16,6	15,7	14,8	13,7	12,8	11,8	10,8	9,8	8,9	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,7	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-7,0		
14		17,8	16,8	15,9	15,0	13,9	13,0	12,0	11,0	10,0	9,1	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,3	2,4	1,3	0,3	-0,7	-1,5	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,7		
15		17,9	17,0	16,1	15,2	14,1	13,2	12,2	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,2	-2,4	-3,4	-4,4	-5,3	-6,4		
16		18,1	17,2	16,3	15,3	14,3	13,4	12,4	11,5	10,5	9,5	8,6	7,6	6,6	5,7	4,7	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-0,9	-2,1	-3,1	-4,1	-5,0	-6,1		
17		18,3	17,4	16,4	15,5	14,5	13,6	12,6	11,7	10,7	9,8	8,8	7,8	6,8	5,9	4,9	4,0	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,7	-1,9	-2,9	-3,9	-4,8	-5,9		
18		18,5	17,5	16,6	15,7	14,7	13,8	12,8	11,9	10,9	10,0	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,2	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,4	-1,6	-2,6	-3,6	-4,5	-5,6		
19		18,6	17,7	16,8	15,9	14,9	14,0	13,0	12,1	11,1	10,2	9,3	8,3	7,3	6,4	5,4	4,5	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,2	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3		
20		18,8	17,9	17,0	16,1	15,1	14,2	13,2	12,3	11,3	10,4	9,5	8,5	7,5	6,6	5,6	4,7	3,8	2,8	1,8	0,8	0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0		

		SAGITAL 10 ATRAS: Valgo / Varo																									
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0		15,0	14,1	13,1	12,0	11,1	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
1		15,1	14,2	13,2	12,1	11,2	10,1	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9
2		15,3	14,4	13,4	12,3	11,4	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7
3		15,4	14,5	13,5	12,4	11,5	10,4	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,4	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5
4		15,5	14,6	13,6	12,5	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3
5		15,6	14,7	13,7	12,7	11,8	10,7	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1
6		15,8	14,9	13,9	12,8	11,9	10,8	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9
7		15,9	15,0	14,0	12,9	12,0	11,0	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7
8		16,0	15,1	14,1	13,1	12,2	11,1	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,3	3,3	2,3	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5
9		16,1	15,2	14,2	13,2	12,3	11,3	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,6	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3
10		16,3	15,4	14,4	13,4	12,5	11,4	10,5	9,5	8,5	7,6	6,6	5,6	4,6	3,7	2,7	1,7	0,8	-0,3	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1
11		16,4	15,5	14,5	13,5	12,6	11,5	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-7,9
12		16,5	15,6	14,6	13,6	12,7	11,7	10,8	9,8	8,8	7,9	6,9	5,9	4,9	4,0	3,0	2,0	1,1	0,1	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,7
13		16,6	15,7	14,7	13,8	12,9	11,8	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,1	4,1	3,1	2,2	1,3	0,3	-0,7	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,5
14		16,8	15,9	14,9	13,9	13,0	12,0	11,1	10,1	9,1	8,2	7,2	6,2	5,2	4,3	3,3	2,4	1,5	0,5	-0,5	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,3
15		16,9	16,0	15,0	14,0	13,1	12,1	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,4	4,5	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,3	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,1
16		17,0	16,1	15,1	14,2	13,3	12,2	11,4	10,4	9,4	8,5	7,5	6,5	5,6	4,6	3,6	2,7	1,8	0,8	-0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-6,9
17		17,1	16,2	15,2	14,3	13,4	12,4	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,7	4,8	3,8	2,9	2,0	1,0	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,8	-4,8	-5,8	-6,7
18		17,3	16,4	15,4	14,4	13,5	12,5	11,7	10,7	9,7	8,8	7,8	6,8	5,9	5,0	4,0	3,1	2,2	1,2	0,2	-0,7	-1,7	-2,7	-3,6	-4,6	-5,6	-6,5
19		17,4	16,5	15,5	14,6	13,7	12,7	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	6,0	5,1	4,1	3,2	2,3	1,3	0,4	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,4	-6,3
20		17,5	16,6	15,6	14,7	13,8	12,8	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,1	6,2	5,3	4,3	3,4	2,5	1,5	0,6	-0,3	-1,3	-2,3	-3,2	-4,2	-5,2	-6,1

		SAGITAL 9 ATRAS: Valgo / Varo																									
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0		15,1	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-10,0
1		15,2	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,1	2,1	1,2	0,2	-0,8	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7	-9,8
2		15,3	14,3	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6
3		15,4	14,4	13,4	12,4	11,4	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,4	2,4	1,5	0,5	-0,5	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,5
4		15,5	14,5	13,5	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,3	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,3
5		15,6	14,6	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,8	5,8	4,8	3,7	2,7	1,8	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1
6		15,7	14,7	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9
7		15,8	14,8	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,1	1,1	0,1	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7
8		15,9	14,9	14,0	13,0	12,0	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,7	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,5	-7,5	-8,6
9		16,0	15,0	14,1	13,1	12,1	11,2	10,2	9,2	8,2	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4
10		16,1	15,2	14,2	13,2	12,3	11,3	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,6	-0,4	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,2	-7,2	-8,2
11		16,2	15,3	14,3	13,4	12,4	11,4	10,4	9,5	8,5	7,5	6,5	5,6	4,6	3,6	2,7	1,7	0,7	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-8,0
12		16,3	15,4	14,4	13,5	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,8	1,8	0,9	0,0	-1,0	-2,0	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,8
13		16,4	15,5	14,5	13,6	12,6	11,7	10,7	9,7	8,7	7,8	6,8	5,9	4,9	3,9	3,0	2,0	1,0	0,1	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,7	-6,7	-7,7
14		16,5	15,6	14,6	13,7	12,7	11,8	10,8	9,9	8,9	7,9	6,9	6,0	5,0	4,0	3,1	2,1	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,6	-3,6	-4,6	-5,5	-6,5	-7,5
15		16,6	15,7	14,8	13,8	12,8	11,9	10,9	10,0	9,0	8,1	7,1	6,1	5,2	4,2	3,3	2,3	1,3	0,4	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,3
16		16,7	15,8	14,9	13,9	12,9	12,0	11,0	10,1	9,1	8,2	7,2	6,3	5,3	4,3	3,4	2,4	1,5	0,6	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,1
17		16,8	15,9	15,0	14,1	13,1	12,1	11,1	10,2	9,2	8,3	7,3	6,4	5,5	4,5	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,1	-5,0	-6,0	-6,9
18		16,9	16,0	15,1	14,2	13,2	12,3	11,3	10,4	9,4	8,4	7,4	6,5	5,6	4,6	3,7	2,7	1,8	0,9	0,0	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,8	-5,8	-6,8
19		17,0	16,1	15,2	14,3	13,3	12,4	11,4	10,5	9,5	8,6	7,6	6,7	5,8	4,8	3,9	2,9	1,9	1,0	0,1	-0,9	-1,8	-2,8	-3,8	-4,7	-5,7	-6,6
20		17,1	16,2	15,3	14,4	13,4	12,5	11,5	10,6	9,6	8,7	7,7	6,8	5,9	4,9	4,0	3,0	2,1	1,2	0,3	-0,7	-1,6	-2,6	-3,6	-4,5	-5,5	-6,5

	SAGITAL 8 ATRAS: Valgo / Varo																									
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	15,1	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,8	-8,8	-9,8
2	15,2	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7
3	15,3	14,3	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5
4	15,4	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4
5	15,5	14,5	13,5	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2
6	15,5	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,0	-8,0	-9,0
7	15,6	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9
8	15,7	14,8	13,8	12,8	11,8	10,8	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,1	1,1	0,1	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,7	-7,7	-8,7
9	15,8	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	10,0	9,0	8,0	7,1	6,1	5,1	4,2	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6
10	15,9	15,0	14,0	13,0	12,0	11,1	10,1	9,2	8,2	7,2	6,2	5,3	4,3	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4
11	16,0	15,0	14,0	13,1	12,1	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,3	5,4	4,4	3,4	2,5	1,5	0,5	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,2	-7,2	-8,2
12	16,1	15,1	14,1	13,2	12,2	11,3	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,6	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	-3,2	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1
13	16,2	15,2	14,2	13,3	12,3	11,4	10,4	9,5	8,5	7,6	6,6	5,6	4,7	3,7	2,8	1,8	0,8	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-5,9	-6,9	-7,9
14	16,3	15,3	14,3	13,4	12,4	11,5	10,5	9,6	8,6	7,7	6,7	5,8	4,8	3,8	2,9	1,9	1,0	0,0	-0,9	-1,9	-2,9	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8
15	16,4	15,4	14,4	13,5	12,5	11,6	10,7	9,7	8,7	7,8	6,8	5,9	5,0	4,0	3,0	2,0	1,1	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,6	-6,6	-7,6
16	16,4	15,5	14,5	13,6	12,6	11,7	10,8	9,8	8,8	7,9	6,9	6,0	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,6	-1,6	-2,6	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,4
17	16,5	15,6	14,6	13,7	12,7	11,8	10,9	10,0	9,0	8,0	7,0	6,1	5,2	4,2	3,3	2,3	1,4	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,3	-6,3	-7,3
18	16,6	15,7	14,7	13,8	12,8	11,9	11,0	10,1	9,1	8,2	7,2	6,3	5,3	4,3	3,4	2,4	1,5	0,6	-0,3	-1,3	-2,3	-3,2	-4,2	-5,1	-6,1	-7,1
19	16,7	15,8	14,8	13,9	12,9	12,0	11,1	10,2	9,2	8,3	7,3	6,4	5,5	4,5	3,6	2,6	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,1	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0
20	16,8	15,9	14,9	14,0	13,0	12,1	11,2	10,3	9,3	8,4	7,4	6,5	5,6	4,6	3,7	2,7	1,8	0,9	0,0	-1,0	-2,0	-2,9	-3,9	-4,8	-5,8	-6,8

SAGITAL 7 ATRAS: Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	15,1	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	3,7	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9
2	15,1	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,7	-2,7	3,5	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7
3	15,2	14,2	13,2	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,3	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	3,2	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6
4	15,3	14,3	13,3	12,3	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	2,9	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4
5	15,4	14,4	13,4	12,4	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	2,7	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3
6	15,4	14,5	13,5	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	2,4	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1	-9,1
7	15,5	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,1	-1,1	-2,1	2,1	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0
8	15,6	14,6	13,6	12,7	11,7	10,7	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,9	2,9	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	1,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,8	-8,8
9	15,6	14,7	13,7	12,8	11,8	10,8	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	4,0	3,0	2,1	1,1	0,1	-0,8	-1,8	1,6	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7
10	15,7	14,8	13,8	12,9	11,9	10,9	10,0	9,0	8,0	7,0	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,7	-1,7	1,4	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6
11	15,8	14,9	13,9	12,9	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,1	6,2	5,2	4,2	3,3	2,3	1,3	0,4	-0,6	-1,6	1,1	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,4	-8,4
12	15,8	15,0	14,0	13,0	12,1	11,1	10,1	9,2	8,2	7,2	6,3	5,3	4,3	3,4	2,4	1,4	0,5	-0,4	-1,4	0,8	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3
13	15,9	15,0	14,0	13,1	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,4	5,4	4,4	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,3	-1,3	0,6	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1
14	16,0	15,1	14,1	13,2	12,3	11,3	10,3	9,4	8,4	7,4	6,5	5,5	4,5	3,6	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	0,3	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0
15	16,1	15,2	14,2	13,3	12,4	11,4	10,4	9,5	8,5	7,5	6,6	5,6	4,7	3,7	2,8	1,8	0,9	0,0	-1,1	0,0	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,8	-7,8
16	16,1	15,3	14,3	13,4	12,4	11,4	10,5	9,6	8,6	7,6	6,7	5,7	4,8	3,8	2,9	1,9	1,0	0,1	-0,9	-0,2	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,7	-7,7
17	16,2	15,4	14,4	13,4	12,5	11,5	10,6	9,7	8,7	7,7	6,8	5,8	4,9	4,0	3,0	2,0	1,1	0,2	-0,8	-0,5	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,5	-7,5
18	16,3	15,4	14,4	13,5	12,6	11,6	10,7	9,8	8,8	7,8	6,9	5,9	5,0	4,1	3,2	2,2	1,3	0,3	-0,7	-0,8	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4
19	16,3	15,5	14,5	13,6	12,7	11,7	10,8	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	5,1	4,2	3,3	2,3	1,4	0,5	-0,5	-1,0	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,2	-7,2
20	16,4	15,6	14,6	13,7	12,8	11,8	10,9	10,0	9,0	8,0	7,1	6,1	5,2	4,3	3,4	2,4	1,5	0,6	-0,4	-1,3	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,1	-7,1

SAGITAL 6 ATRAS: Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	15,0	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9
2	15,1	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8	-8,8	-9,7
3	15,1	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6
4	15,2	14,2	13,2	12,2	11,2	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5
5	15,2	14,3	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4
6	15,3	14,3	13,3	12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,2
7	15,3	14,4	13,4	12,4	11,4	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,6	4,6	3,6	2,6	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1
8	15,4	14,4	13,4	12,5	11,5	10,5	9,5	8,6	7,6	6,6	5,6	4,7	3,7	2,7	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0
9	15,4	14,5	13,5	12,5	11,5	10,6	9,6	8,6	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-5,9	-6,9	-7,9	-8,8
10	15,5	14,5	13,6	12,6	11,6	10,7	9,7	8,7	7,8	6,8	5,8	4,9	3,9	2,9	2,0	1,0	0,0	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,8	-8,7
11	15,5	14,6	13,6	12,7	11,7	10,7	9,7	8,8	7,8	6,8	5,9	4,9	4,0	3,0	2,0	1,1	0,1	-0,8	-1,8	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,6	-7,6	-8,6
12	15,5	14,6	13,7	12,7	11,7	10,8	9,8	8,8	7,9	6,9	6,0	5,0	4,1	3,1	2,1	1,2	0,2	-0,7	-1,7	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,5	-7,5	-8,4
13	15,6	14,7	13,7	12,8	11,8	10,8	9,8	8,9	8,0	7,0	6,0	5,1	4,2	3,2	2,2	1,3	0,3	-0,6	-1,6	-2,5	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,4	-8,3
14	15,6	14,7	13,8	12,8	11,8	10,9	9,9	9,0	8,1	7,1	6,1	5,2	4,3	3,3	2,3	1,4	0,4	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,4	-5,3	-6,3	-7,3	-8,2
15	15,7	14,8	13,8	12,9	11,9	11,0	10,0	9,1	8,1	7,1	6,2	5,3	4,4	3,4	2,4	1,5	0,5	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,3	-5,2	-6,1	-7,1	-8,1
16	15,7	14,8	13,9	13,0	12,0	11,0	10,0	9,1	8,2	7,2	6,3	5,4	4,4	3,4	2,5	1,6	0,6	-0,3	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9
17	15,8	14,9	13,9	13,0	12,0	11,1	10,1	9,2	8,3	7,3	6,4	5,4	4,5	3,5	2,6	1,7	0,7	-0,2	-1,1	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-5,9	-6,9	-7,8
18	15,8	14,9	14,0	13,1	12,1	11,2	10,2	9,3	8,4	7,4	6,4	5,5	4,6	3,6	2,7	1,8	0,8	-0,1	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,8	-5,8	-6,8	-7,7
19	15,9	15,0	14,0	13,1	12,1	11,2	10,2	9,3	8,4	7,4	6,5	5,6	4,7	3,7	2,8	1,9	0,9	0,0	-0,9	-1,8	-2,8	-3,8	-4,7	-5,6	-6,6	-7,5
20	15,9	15,0	14,1	13,2	12,2	11,3	10,3	9,4	8,5	7,5	6,6	5,7	4,8	3,8	2,9	2,0	1,0	0,1	-0,8	-1,7	-2,7	-3,7	-4,6	-5,5	-6,5	-7,4

SAGITAL 5 ATRAS: Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	15,0	14,0	13,0	12,0	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9
2	15,1	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8	-8,8	-9,8
3	15,1	14,1	13,1	12,1	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7
4	15,1	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,3	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,5
5	15,2	14,2	13,2	12,2	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,4
6	15,2	14,2	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,4	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,3	-9,3
7	15,2	14,3	13,3	12,3	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,2	-9,2
8	15,3	14,3	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,5	7,5	6,5	5,5	4,6	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,3	-1,3	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1	-9,1
9	15,3	14,4	13,4	12,4	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,6	5,6	4,7	3,7	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,0	-9,0
10	15,4	14,4	13,5	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,6	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,8	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-7,9	-8,9
11	15,4	14,4	13,5	12,5	11,6	10,6	9,6	8,7	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,9	0,9	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,8	-8,7
12	15,4	14,5	13,5	12,5	11,6	10,6	9,7	8,7	7,7	6,8	5,8	4,9	3,9	2,9	2,0	1,0	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,8	-4,8	-5,7	-6,7	-7,7	-8,6
13	15,5	14,5	13,6	12,6	11,7	10,7	9,7	8,8	7,8	6,8	5,8	5,0	4,0	3,0	2,0	1,1	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,6	-6,6	-7,6	-8,5
14	15,5	14,6	13,6	12,6	11,7	10,7	9,8	8,8	7,8	6,9	5,9	5,1	4,1	3,1	2,1	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,6	-4,6	-5,5	-6,5	-7,5	-8,4
15	15,5	14,6	13,7	12,7	11,8	10,8	9,8	8,9	7,9	7,0	6,0	5,1	4,1	3,1	2,2	1,3	0,4	-0,7	-1,6	-2,6	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,4	-8,3
16	15,6	14,6	13,7	12,7	11,8	10,8	9,9	9,0	8,0	7,0	6,0	5,2	4,2	3,2	2,3	1,4	0,4	-0,6	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,3	-6,3	-7,2	-8,2
17	15,6	14,7	13,8	12,8	11,9	10,9	9,9	9,0	8,0	7,1	6,1	5,3	4,3	3,3	2,4	1,4	0,5	-0,5	-1,4	-2,4	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,1	-8,0
18	15,6	14,7	13,8	12,8	11,9	10,9	10,0	9,1	8,1	7,2	6,2	5,4	4,4	3,4	2,4	1,5	0,6	-0,4	-1,3	-2,3	-3,2	-4,2	-5,1	-6,1	-7,0	-7,9
19	15,7	14,8	13,9	12,9	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,2	6,2	5,4	4,4	3,4	2,5	1,6	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	-3,1	-4,1	-5,0	-6,0	-6,9	-7,8
20	15,7	14,8	13,9	12,9	12,0	11,0	10,1	9,2	8,2	7,3	6,3	5,5	4,5	3,5	2,6	1,7	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-3,0	-4,0	-4,9	-5,9	-6,8	-7,7

SAGITAL 4 ATRAS: Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9
2	15,0	14,0	13,0	12,0	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,8	-7,8	-8,8	-9,8
3	15,0	14,0	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8	-8,7	-9,7
4	15,1	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7	-9,6
5	15,1	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6
6	15,1	14,1	13,1	12,1	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,3	4,3	3,3	2,3	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5
7	15,1	14,1	13,1	12,1	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,3	5,3	4,3	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4
8	15,1	14,1	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,3	7,3	6,3	5,4	4,4	3,4	2,4	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,3	-9,3
9	15,1	14,1	13,2	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,4	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,2	-9,2
10	15,2	14,2	13,2	12,2	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,2	-7,2	-8,2	-9,1
11	15,2	14,2	13,2	12,2	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,6	2,6	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,1	-7,1	-8,1	-9,0
12	15,2	14,2	13,2	12,2	11,3	10,3	9,4	8,4	7,4	6,5	5,5	4,5	3,6	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	-3,2	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9
13	15,2	14,2	13,3	12,3	11,3	10,3	9,4	8,5	7,5	6,5	5,6	4,6	3,7	2,7	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-7,9	-8,8
14	15,2	14,2	13,3	12,3	11,4	10,4	9,4	8,5	7,5	6,6	5,6	4,6	3,7	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,1	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-5,9	-6,9	-7,8	-8,7
15	15,2	14,2	13,3	12,3	11,4	10,4	9,5	8,5	7,5	6,6	5,7	4,7	3,8	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,7	-8,7
16	15,2	14,2	13,3	12,3	11,4	10,4	9,5	8,6	7,6	6,6	5,7	4,7	3,8	2,9	2,0	1,0	0,0	-1,0	-1,9	-2,9	-3,8	-4,8	-5,7	-6,7	-7,6	-8,6
17	15,3	14,3	13,3	12,3	11,4	10,4	9,5	8,6	7,6	6,7	5,8	4,8	3,9	2,9	2,0	1,0	0,0	-0,9	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,6	-6,6	-7,6	-8,5
18	15,3	14,3	13,4	12,4	11,5	10,5	9,5	8,6	7,6	6,7	5,8	4,8	3,9	3,0	2,1	1,1	0,1	-0,8	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,6	-6,6	-7,5	-8,4
19	15,3	14,3	13,4	12,4	11,5	10,5	9,6	8,7	7,7	6,8	5,9	4,9	4,0	3,0	2,1	1,1	0,1	-0,8	-1,7	-2,7	-3,6	-4,6	-5,5	-6,5	-7,4	-8,3
20	15,3	14,3	13,4	12,4	11,5	10,5	9,6	8,7	7,7	6,8	5,9	4,9	4,0	3,1	2,2	1,2	0,2	-0,7	-1,6	-2,6	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,3	-8,2

SAGITAL 3: Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,1	-0,9	-2,0	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9
2	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,8	-9,8
3	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,2	-0,8	-1,9	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8	-8,8	-9,8
4	15,0	14,0	13,0	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7
5	15,0	14,0	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,7	-1,8	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6
6	15,0	14,0	13,1	12,1	11,1	10,1	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,8	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,5	-9,5
7	15,0	14,0	13,1	12,1	11,1	10,1	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,3	2,3	1,3	0,4	-0,6	-1,7	-2,6	-3,6	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,4	-9,4
8	15,0	14,0	13,1	12,1	11,1	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,3	4,3	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,7	-2,5	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4
9	15,0	14,0	13,1	12,1	11,1	10,2	9,2	8,2	7,2	6,3	5,3	4,3	3,4	2,4	1,4	0,5	-0,5	-1,6	-2,5	-3,5	-4,4	-5,4	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3
10	15,0	14,1	13,1	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,3	5,4	4,4	3,4	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,6	-2,4	-3,4	-4,4	-5,3	-6,3	-7,3	-8,2	-9,2
11	15,0	14,1	13,1	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,3	5,4	4,4	3,4	2,5	1,5	0,6	-0,4	-1,6	-2,3	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1	-9,1
12	15,0	14,1	13,1	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,4	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,6	-0,3	-1,5	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,1	-7,1	-8,0	-9,0
13	15,0	14,1	13,1	12,2	11,2	10,3	9,3	8,3	7,3	6,4	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,7	-0,3	-1,5	-2,2	-3,2	-4,2	-5,1	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0
14	15,0	14,1	13,1	12,2	11,2	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,2	-1,4	-2,2	-3,2	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0	-7,9	-8,9
15	15,0	14,1	13,2	12,2	11,2	10,3	9,4	8,4	7,4	6,5	5,5	4,5	3,6	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,4	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-5,9	-6,9	-7,8	-8,8
16	15,0	14,1	13,2	12,2	11,2	10,3	9,4	8,4	7,4	6,5	5,6	4,6	3,6	2,7	1,7	0,8	-0,1	-1,4	-2,0	-3,0	-4,0	-4,9	-5,8	-6,8	-7,7	-8,7
17	15,0	14,1	13,2	12,3	11,3	10,3	9,4	8,4	7,4	6,5	5,6	4,6	3,7	2,8	1,8	0,9	0,0	-1,3	-2,0	-3,0	-3,9	-4,8	-5,7	-6,7	-7,6	-8,6
18	15,0	14,1	13,2	12,3	11,3	10,4	9,5	8,5	7,5	6,5	5,6	4,6	3,7	2,8	1,8	0,9	0,1	-1,3	-1,9	-2,9	-3,8	-4,7	-5,7	-6,7	-7,6	-8,6
19	15,0	14,1	13,2	12,3	11,3	10,4	9,5	8,5	7,5	6,6	5,7	4,7	3,8	2,9	1,9	1,0	0,0	-1,2	-1,9	-2,9	-3,8	-4,7	-5,6	-6,6	-7,5	-8,5
20	15,0	14,1	13,2	12,3	11,3	10,4	9,5	8,5	7,5	6,6	5,7	4,7	3,8	2,9	1,9	1,0	0,1	-1,2	-1,8	-2,8	-3,7	-4,6	-5,5	-6,5	-7,4	-8,4

SAGITAL - 1 DELANTE: Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-2,7	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
2	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-2,4	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
3	14,8	13,8	12,8	11,8	10,8	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,0	-2,0	-2,1	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
4	14,7	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-1,8	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
5	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-1,5	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
6	14,6	13,6	12,6	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,8	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-1,1	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,9
7	14,5	13,6	12,6	11,6	10,6	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,1	-1,1	-2,1	-0,8	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,9
8	14,5	13,5	12,5	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,7	4,7	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-0,5	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,9
9	14,4	13,5	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,7	3,7	2,7	1,8	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-0,2	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,9
10	14,4	13,4	12,4	11,5	10,5	9,5	8,6	7,6	6,6	5,6	4,7	3,7	2,7	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	0,1	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,9
11	14,3	13,3	12,3	11,4	10,4	9,5	8,5	7,5	6,5	5,6	4,6	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,2	-1,2	-2,2	0,4	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,9	-9,9
12	14,2	13,3	12,3	11,3	10,3	9,4	8,5	7,5	6,5	5,5	4,6	3,6	2,6	1,7	0,7	-0,2	-1,2	-2,2	0,7	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,9	-9,9
13	14,2	13,2	12,2	11,3	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,6	2,6	1,7	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	1,0	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,9	-9,9
14	14,1	13,2	12,2	11,2	10,2	9,3	8,4	7,4	6,4	5,4	4,5	3,6	2,6	1,7	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	1,3	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,9	-9,9
15	14,0	13,1	12,1	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,3	5,4	4,5	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,3	-1,2	-2,2	1,7	-4,2	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,9	-9,9
16	14,0	13,0	12,0	11,1	10,1	9,2	8,3	7,3	6,3	5,4	4,4	3,5	2,5	1,6	0,6	-0,3	-1,2	-2,2	2,0	-4,2	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,8	-9,8
17	13,9	13,0	12,0	11,1	10,1	9,2	8,2	7,2	6,2	5,3	4,4	3,5	2,5	1,6	0,6	-0,3	-1,3	-2,3	2,3	-4,2	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,8	-9,8
18	13,8	12,9	11,9	11,0	10,0	9,1	8,2	7,2	6,2	5,3	4,4	3,5	2,5	1,6	0,6	-0,4	-1,3	-2,3	2,6	-4,2	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,8	-9,8
19	13,8	12,9	11,9	11,0	10,0	9,1	8,1	7,1	6,1	5,2	4,3	3,4	2,4	1,5	0,5	-0,4	-1,3	-2,3	2,9	-4,2	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,8	-9,8
20	13,7	12,8	11,8	10,9	9,9	9,0	8,1	7,1	6,1	5,2	4,3	3,4	2,4	1,5	0,5	-0,4	-1,3	-2,3	3,2	-4,2	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,8	-9,8

SAGITAL - 2: Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
2	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
3	14,8	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
4	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
5	14,6	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,0	-9,0	-10,1
6	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,0	-9,0	-10,1
7	14,5	13,5	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,6	6,6	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,0	-9,0	-10,1
8	14,4	13,4	12,4	11,4	10,5	9,5	8,5	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,7	1,7	0,7	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,1	-6,1	-7,1	-8,0	-9,0	-10,1
9	14,3	13,4	12,4	11,4	10,4	9,5	8,5	7,5	6,5	5,6	4,6	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,2	-4,2	-5,1	-6,1	-7,1	-8,0	-9,0	-10,1
10	14,3	13,3	12,3	11,3	10,4	9,4	8,4	7,5	6,5	5,5	4,5	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
11	14,2	13,2	12,2	11,2	10,3	9,3	8,3	7,4	6,4	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
12	14,1	13,2	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,3	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,3	-4,2	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
13	14,0	13,1	12,1	11,1	10,2	9,2	8,2	7,3	6,3	5,4	4,4	3,4	2,5	1,5	0,5	-0,4	-1,4	-2,4	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
14	14,0	13,0	12,0	11,0	10,1	9,2	8,2	7,2	6,2	5,3	4,3	3,4	2,4	1,4	0,5	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
15	13,9	13,0	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,2	6,2	5,3	4,3	3,3	2,4	1,4	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,3	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1	-9,1	-10,2
16	13,8	12,9	11,9	10,9	10,0	9,0	8,0	7,1	6,1	5,2	4,2	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,3	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1	-9,1	-10,2
17	13,7	12,8	11,8	10,8	9,9	9,0	8,0	7,1	6,1	5,2	4,2	3,2	2,3	1,3	0,4	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,3	-5,3	-6,3	-7,2	-8,1	-9,1	-10,2
18	13,7	12,7	11,7	10,7	9,8	8,9	7,9	7,0	6,0	5,1	4,1	3,2	2,3	1,3	0,4	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,4	-5,3	-6,3	-7,2	-8,1	-9,1	-10,2
19	13,6	12,7	11,7	10,7	9,8	8,9	7,9	7,0	6,0	5,1	4,1	3,1	2,2	1,2	0,3	-0,6	-1,6	-2,6	-3,5	-4,4	-5,3	-6,3	-7,2	-8,1	-9,1	-10,2
20	13,5	12,6	11,6	10,6	9,7	8,8	7,8	6,9	5,9	5,0	4,0	3,1	2,2	1,2	0,3	-0,6	-1,6	-2,6	-3,5	-4,4	-5,3	-6,3	-7,2	-8,1	-9,1	-10,2

	SAGITAL ADELANTE - 3: Valgo / Varo																									
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	0,0	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
2	14,8	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
3	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
4	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,1	-10,1
5	14,5	13,5	12,5	11,5	10,5	9,5	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2
6	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,3	-4,3	-5,3	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2
7	14,3	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,2	-10,2
8	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,3	7,3	6,3	5,3	4,4	3,4	2,4	1,4	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,4	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3	-10,2
9	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,2	7,2	6,2	5,2	4,3	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,3	-10,3
10	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,1	6,2	5,2	4,2	3,3	2,3	1,3	0,4	-0,7	-1,6	-2,6	-3,6	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4	-10,3
11	13,8	12,8	11,8	10,9	10,0	9,0	8,0	7,0	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,6	-4,6	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4	-10,3
12	13,7	12,7	11,7	10,8	9,9	8,9	7,9	6,9	6,0	5,0	4,0	3,1	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,7	-2,7	-3,7	-4,6	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,4	-10,3
13	13,6	12,6	11,6	10,7	9,8	8,8	7,8	6,8	5,9	4,9	4,0	3,0	2,1	1,1	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,6	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5	-10,4
14	13,5	12,5	11,5	10,6	9,7	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,9	3,0	2,0	1,0	0,1	-0,9	-1,8	-2,8	-3,8	-4,7	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,5	-10,4
15	13,4	12,4	11,4	10,5	9,6	8,6	7,7	6,7	5,7	4,7	3,8	2,9	2,0	1,0	0,0	-1,0	-1,9	-2,9	-3,8	-4,8	-5,7	-6,6	-7,6	-8,6	-9,5	-10,5
16	13,3	12,3	11,3	10,4	9,5	8,5	7,6	6,6	5,6	4,6	3,7	2,8	1,9	0,9	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-3,9	-4,8	-5,7	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6	-10,5
17	13,2	12,2	11,2	10,3	9,4	8,4	7,5	6,5	5,6	4,6	3,6	2,7	1,8	0,8	-0,1	-1,1	-2,0	-3,0	-3,9	-4,9	-5,8	-6,7	-7,7	-8,7	-9,6	-10,5
18	13,1	12,1	11,1	10,2	9,3	8,3	7,4	6,4	5,5	4,5	3,6	2,7	1,7	0,7	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,0	-4,9	-5,8	-6,7	-7,7	-8,7	-9,6	-10,5
19	13,0	12,0	11,0	10,1	9,2	8,2	7,3	6,3	5,4	4,4	3,5	2,6	1,7	0,7	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-5,9	-6,8	-7,8	-8,8	-9,7	-10,6
20	12,9	11,9	10,9	10,0	9,1	8,1	7,2	6,2	5,3	4,3	3,4	2,5	1,6	0,6	-0,3	-1,3	-2,2	-3,2	-4,1	-5,0	-5,9	-6,8	-7,8	-8,8	-9,7	-10,6

SAGITAL - 4 ADELANTE: Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	14,9	14,0	12,9	11,9	11,0	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	0,0	-1,0	-2,1	-3,1	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0	-8,1	-9,1	-10,0
1	14,8	13,9	12,8	11,8	10,9	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,1	-1,1	-2,2	-3,2	-4,2	-5,1	-6,1	-7,1	-8,2	-9,1	-10,1
2	14,7	13,8	12,7	11,7	10,8	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,1	-6,1	-7,1	-8,2	-9,2	-10,1
3	14,6	13,6	12,6	11,6	10,7	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,6	1,7	0,7	-0,2	-1,2	-2,3	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,2	-8,3	-9,2	-10,2
4	14,4	13,5	12,5	11,5	10,6	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,3	-1,3	-2,4	-3,4	-4,4	-5,3	-6,2	-7,2	-8,3	-9,3	-10,2
5	14,3	13,4	12,4	11,4	10,5	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,4	-1,4	-2,5	-3,4	-4,4	-5,3	-6,3	-7,3	-8,4	-9,3	-10,3
6	14,2	13,3	12,2	11,2	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,4	2,4	1,4	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4	-10,3
7	14,1	13,2	12,1	11,1	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,3	2,3	1,3	0,4	-0,6	-1,5	-2,6	-3,6	-4,6	-5,5	-6,4	-7,4	-8,5	-9,4	-10,4
8	14,0	13,0	12,0	11,0	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,3	0,3	-0,6	-1,6	-2,7	-3,6	-4,6	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5	-10,4
9	13,9	12,9	11,9	10,9	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,1	2,1	1,2	0,2	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,6	-6,5	-7,5	-8,6	-9,5	-10,5
10	13,8	12,8	11,8	10,8	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	5,0	4,0	3,0	2,1	1,1	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,7	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6	-10,5
11	13,6	12,7	11,7	10,7	9,8	8,7	7,8	6,8	5,8	4,9	3,9	2,9	2,0	1,0	0,1	-0,9	-1,8	-2,9	-3,8	-4,8	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7	-9,6	-10,6
12	13,5	12,6	11,6	10,6	9,7	8,6	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,9	0,9	0,0	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,7	-7,7	-8,7	-9,6	-10,6
13	13,4	12,4	11,5	10,5	9,6	8,5	7,6	6,6	5,6	4,7	3,7	2,7	1,8	0,9	-0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,8	-8,8	-9,7	-10,7
14	13,3	12,3	11,4	10,4	9,5	8,4	7,5	6,5	5,5	4,6	3,6	2,6	1,7	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-5,9	-6,8	-7,8	-8,8	-9,7	-10,7
15	13,2	12,2	11,3	10,3	9,4	8,3	7,4	6,4	5,4	4,5	3,5	2,6	1,6	0,7	-0,2	-1,2	-2,1	-3,2	-4,1	-5,1	-6,0	-6,9	-7,9	-8,9	-9,8	-10,8
16	13,1	12,1	11,1	10,1	9,2	8,2	7,3	6,3	5,3	4,4	3,4	2,5	1,5	0,6	-0,3	-1,3	-2,2	-3,2	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,8	-10,8
17	12,9	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,2	6,2	5,2	4,3	3,3	2,4	1,5	0,5	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,1	-7,0	-8,0	-9,0	-9,9	-10,9
18	12,8	11,8	10,9	9,9	9,0	8,0	7,1	6,1	5,1	4,2	3,2	2,3	1,4	0,5	-0,5	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,2	-7,1	-8,1	-9,0	-9,9	-10,9
19	12,7	11,7	10,8	9,8	8,9	7,9	7,0	6,0	5,0	4,1	3,1	2,2	1,3	0,4	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1	-10,0	-11,0
20	12,6	11,6	10,7	9,7	8,8	7,8	6,9	5,9	4,9	4,0	3,0	2,1	1,2	0,3	-0,6	-1,6	-2,5	-3,5	-4,4	-5,4	-6,3	-7,2	-8,2	-9,1	-10,0	-11,0

SAGITAL - 5 DELANTE : Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
2	14,7	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
3	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2
4	14,5	13,5	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,6	5,6	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3	-10,2
5	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,3	-9,3	-10,3
6	14,2	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,4	3,4	2,4	1,4	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,4	-8,4	-9,4	-10,4
7	14,1	13,1	12,1	11,1	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,3	3,3	2,3	1,3	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5	-10,4
8	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,1	6,1	5,1	4,2	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,5	-9,5	-10,5
9	13,8	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	5,0	4,1	3,1	2,1	1,1	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,6	-8,6	-9,6	-10,5
10	13,7	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,9	5,9	4,9	4,0	3,0	2,0	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,7	-8,7	-9,7	-10,6
11	13,6	12,6	11,6	10,6	9,7	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,8	2,9	1,9	1,0	0,0	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,8	-8,7	-9,7	-10,7
12	13,4	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,6	6,6	5,7	4,7	3,7	2,8	1,8	0,9	-0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-5,9	-6,9	-7,8	-8,8	-9,8	-10,7
13	13,3	12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,5	5,6	4,6	3,6	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-7,9	-8,8	-9,8	-10,8
14	13,2	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,4	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	-3,2	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,0	-8,9	-9,9	-10,8
15	13,1	12,1	11,1	10,1	9,2	8,2	7,2	6,3	5,4	4,4	3,4	2,5	1,5	0,6	-0,4	-1,3	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,1	-7,1	-8,1	-9,0	-10,0	-10,9
16	12,9	12,0	11,0	10,0	9,1	8,1	7,1	6,2	5,2	4,2	3,3	2,4	1,4	0,5	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,2	-7,2	-8,1	-9,0	-10,0	-11,0
17	12,8	11,9	10,9	9,9	9,0	8,0	7,0	6,0	5,1	4,1	3,2	2,3	1,3	0,4	-0,5	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,3	-7,3	-8,2	-9,1	-10,1	-11,1
18	12,7	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,9	5,0	4,0	3,1	2,2	1,2	0,3	-0,6	-1,5	-2,5	-3,5	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,3	-9,2	-10,2	-11,1
19	12,5	11,6	10,6	9,6	8,7	7,7	6,7	5,8	4,9	3,9	3,0	2,1	1,1	0,2	-0,7	-1,6	-2,6	-3,6	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4	-8,3	-9,2	-10,2	-11,1
20	12,4	11,5	10,5	9,5	8,6	7,6	6,6	5,7	4,8	3,8	2,9	2,0	1,0	0,1	-0,8	-1,7	-2,7	-3,7	-4,6	-5,6	-6,5	-7,5	-8,4	-9,3	-10,3	-11,2

SAGITAL - 6 ADELANTE: Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0
1	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1
2	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,1
3	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,2	-9,2	-10,2
4	14,4	13,4	12,4	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3	-10,3
5	14,3	13,3	12,3	11,3	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4	-10,4
6	14,1	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,3	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5	-10,4
7	14,0	13,0	12,0	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,5	-10,5
8	13,8	12,9	11,9	10,9	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,1	1,1	0,1	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,7	-6,7	-7,7	-8,6	-9,6	-10,6
9	13,7	12,7	11,7	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,9	4,9	3,9	2,9	2,0	1,0	0,0	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,8	-8,7	-9,7	-10,6
10	13,6	12,6	11,6	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,8	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,9	-7,9	-8,8	-9,8	-10,7	
11	13,4	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,7	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-6,9	-7,9	-8,9	-9,8	-10,8
12	13,3	12,3	11,3	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,3	-1,3	-2,2	-3,2	-4,1	-5,1	-6,1	-7,0	-8,0	-9,0	-9,9	-10,8
13	13,1	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,3	5,4	4,4	3,4	2,4	1,5	0,6	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,0	-10,0	-10,9
14	13,0	12,0	11,0	10,1	9,2	8,2	7,2	6,2	5,3	4,3	3,3	2,3	1,4	0,5	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,3	-7,2	-8,2	-9,1	-10,1	-11,0
15	12,8	11,9	10,9	10,0	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,3	0,4	-0,7	-1,6	-2,5	-3,5	-4,4	-5,4	-6,4	-7,3	-8,3	-9,2	-10,1	-11,1
16	12,7	11,8	10,8	9,8	8,9	7,9	6,9	5,9	5,0	4,0	3,1	2,1	1,2	0,2	-0,8	-1,7	-2,6	-3,6	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4	-9,3	-10,2	-11,1
17	12,5	11,6	10,6	9,7	8,8	7,8	6,8	5,8	4,9	3,9	3,0	2,0	1,0	0,1	-0,9	-1,8	-2,7	-3,7	-4,6	-5,6	-6,5	-7,4	-8,4	-9,4	-10,3	-11,2
18	12,4	11,5	10,5	9,6	8,7	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,8	0,9	0,0	-1,0	-1,9	-2,8	-3,8	-4,7	-5,7	-6,6	-7,5	-8,5	-9,4	-10,4	-11,3
19	12,2	11,3	10,3	9,4	8,5	7,5	6,5	5,5	4,6	3,6	2,7	1,7	0,8	-0,1	-1,1	-2,0	-2,9	-3,9	-4,8	-5,8	-6,7	-7,6	-8,6	-9,5	-10,4	-11,3
20	12,1	11,2	10,2	9,3	8,4	7,4	6,4	5,4	4,5	3,5	2,6	1,6	0,7	-0,2	-1,2	-2,1	-3,0	-4,0	-4,9	-5,9	-6,8	-7,7	-8,7	-9,6	-10,5	-11,4

SAGITAL - 7 ADELANTE: Valgo / Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,1	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-1,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,1	-10,1
1	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	9,0	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-1,2	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,2	-10,2
2	14,8	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-1,3	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,3	-10,3
3	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,7	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-1,5	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,4	-10,4
4	14,5	13,5	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,4	6,4	5,4	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-1,7	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,5	-10,5
5	14,3	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,4	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-1,8	-3,6	-4,6	-5,6	-6,5	-7,5	-8,5	-9,6	-10,6
6	14,1	13,1	12,1	11,2	10,2	9,2	8,2	7,1	6,1	5,2	4,2	3,2	2,2	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,0	-3,7	-4,7	-5,7	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6	-10,6
7	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,1	7,0	6,0	5,0	4,1	3,1	2,1	1,1	0,2	-0,8	-1,8	-2,2	-3,8	-4,8	-5,8	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7	-10,7
8	13,8	12,8	11,8	10,9	9,9	8,9	7,9	6,8	5,8	4,9	3,9	2,9	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-2,3	-3,9	-4,9	-5,9	-6,8	-7,8	-8,8	-9,8	-10,8
9	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,8	6,7	5,7	4,7	3,8	2,8	1,8	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-2,5	-4,0	-5,0	-6,0	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9	-10,9
10	13,5	12,5	11,5	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,7	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-2,7	-4,2	-5,1	-6,1	-7,1	-8,0	-9,0	-10,0	-11,0
11	13,3	12,3	11,3	10,4	9,4	8,4	7,5	6,4	5,4	4,5	3,5	2,5	1,6	0,6	-0,3	-1,3	-2,3	-2,8	-4,3	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1	-9,1	-10,1	-11,1
12	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,3	6,3	5,3	4,3	3,4	2,4	1,4	0,5	-0,4	-1,4	-2,4	-3,0	-4,4	-5,3	-6,3	-7,3	-8,2	-9,2	-10,2	-11,2
13	13,0	12,0	11,0	10,1	9,1	8,1	7,2	6,1	5,1	4,2	3,2	2,2	1,3	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,1	-4,5	-5,4	-6,4	-7,4	-8,3	-9,3	-10,3	-11,3
14	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	5,0	4,0	3,1	2,1	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,3	-4,6	-5,5	-6,5	-7,5	-8,4	-9,4	-10,4	-11,4
15	12,7	11,7	10,7	9,8	8,8	7,8	6,9	5,8	4,8	3,9	3,0	2,0	1,1	0,1	-0,8	-1,8	-2,8	-3,5	-4,7	-5,7	-6,7	-7,6	-8,5	-9,5	-10,5	-11,5
16	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,6	6,7	5,7	4,7	3,8	2,8	1,8	0,9	0,0	-0,9	-1,9	-2,9	-3,6	-4,8	-5,8	-6,8	-7,7	-8,6	-9,6	-10,5	-11,5
17	12,4	11,4	10,4	9,5	8,5	7,5	6,6	5,5	4,5	3,6	2,7	1,7	0,8	-0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-3,8	-5,0	-5,9	-6,9	-7,8	-8,7	-9,7	-10,6	-11,6
18	12,2	11,2	10,2	9,3	8,3	7,3	6,4	5,4	4,4	3,5	2,6	1,6	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	-3,2	-4,0	-5,1	-6,0	-7,0	-7,9	-8,8	-9,8	-10,7	-11,7
19	12,1	11,1	10,1	9,2	8,2	7,2	6,3	5,2	4,2	3,3	2,4	1,4	0,5	-0,4	-1,3	-2,3	-3,3	-4,1	-5,2	-6,1	-7,1	-8,0	-8,9	-9,9	-10,8	-11,8
20	11,9	10,9	9,9	9,0	8,0	7,0	6,1	5,1	4,1	3,2	2,3	1,3	0,4	-0,5	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,2	-7,2	-8,1	-9,0	-10,0	-10,9	-11,9

	SAGITAL - 8 ADELANTE: Valgo / Varo																									
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,1	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,1	-9,1	-10,1
1	14,9	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,8	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,2	-9,2	-10,2
2	14,8	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,2	-8,3	-9,3	-10,3
3	14,6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,5	5,6	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,3	-8,4	-9,4	-10,4
4	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,5	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5	-10,5
5	14,2	13,2	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,2	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,7	-9,6	-10,6
6	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,7	-6,7	-7,7	-8,8	-9,7	-10,7
7	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	7,0	5,9	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,8	-8,9	-9,8	-10,8
8	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-7,9	-9,0	-9,9	-10,9
9	13,5	12,5	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,7	5,6	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,1	-6,1	-7,1	-8,0	-9,1	-10,0	-11,0
10	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,3	-4,3	-5,3	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2	-11,1
11	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,3	7,3	6,3	5,3	4,4	3,4	2,4	1,4	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,4	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3	-10,3	-11,2
12	13,0	12,0	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,2	5,1	4,2	3,2	2,2	1,3	0,3	-0,7	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4	-10,4	-11,3
13	12,8	11,8	10,9	9,9	8,9	8,0	7,0	6,0	5,0	4,1	3,1	2,1	1,1	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,6	-6,6	-7,6	-8,5	-9,5	-10,5	-11,4
14	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,8	6,8	5,9	4,8	3,9	2,9	1,9	1,0	0,0	-1,0	-1,9	-2,9	-3,8	-4,8	-5,8	-6,7	-7,7	-8,6	-9,6	-10,6	-11,5
15	12,5	11,5	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,7	4,7	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,1	-1,1	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-5,9	-6,8	-7,8	-8,7	-9,8	-10,7	-11,6
16	12,3	11,3	10,4	9,4	8,4	7,5	6,5	5,5	4,5	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,1	-5,1	-6,0	-6,9	-7,9	-8,8	-9,9	-10,8	-11,7
17	12,1	11,1	10,2	9,2	8,2	7,3	6,3	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,1	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0	-10,9	-11,8
18	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,1	6,1	5,2	4,2	3,3	2,3	1,3	0,4	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,3	-7,2	-8,2	-9,1	-10,1	-11,0	-11,9
19	11,8	10,8	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,7	-1,7	-2,6	-3,6	-4,5	-5,5	-6,4	-7,3	-8,3	-9,2	-10,2	-11,1	-12,0
20	11,6	10,6	9,7	8,7	7,7	6,8	5,8	4,9	3,9	3,0	2,0	1,0	0,1	-0,8	-1,8	-2,7	-3,7	-4,6	-5,6	-6,5	-7,4	-8,4	-9,3	-10,3	-11,2	-12,1

	SAGITAL - 9º DELANTE: Valgo / Varo																									
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,2	14,2	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,1	-9,1	-10,1
1	15,0	14,0	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,2	-9,2	-10,2
2	14,8	13,8	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,4	-9,3	-10,3
3	14,6	13,6	12,5	11,5	10,5	9,6	8,6	7,6	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,5	-9,5	-10,5
4	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,3	5,3	4,3	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,5	-8,6	-9,6	-10,6
5	14,3	13,3	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7	-10,7
6	14,1	13,1	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,8	-8,9	-9,8	-10,8
7	13,9	12,9	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-7,9	-9,0	-9,9	-10,9
8	13,7	12,7	11,6	10,6	9,6	8,7	7,7	6,7	5,6	4,6	3,6	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1	-11,1
9	13,5	12,5	11,4	10,4	9,4	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,2	-9,2	-10,2	-11,2
10	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,4	1,4	0,5	-0,6	-1,6	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4	-10,3	-11,3
11	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,2	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,6	-5,6	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5	-10,4	-11,4
12	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	5,0	4,0	3,0	2,0	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,8	-3,8	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,6	-9,6	-10,5	-11,5
13	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,9	0,9	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-4,9	-5,9	-6,8	-7,8	-8,8	-9,7	-10,7	-11,7
14	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,6	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,1	-4,1	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,9	-10,8	-11,8
15	12,4	11,4	10,3	9,3	8,3	7,4	6,4	5,4	4,5	3,5	2,5	1,5	0,6	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,0	-10,0	-10,9	-11,9
16	12,2	11,2	10,1	9,1	8,1	7,2	6,2	5,2	4,3	3,3	2,3	1,4	0,4	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,4	-5,3	-6,3	-7,2	-8,2	-9,2	-10,1	-11,0	-12,0
17	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0	4,1	3,1	2,1	1,2	0,3	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,5	-6,5	-7,4	-8,4	-9,3	-10,2	-11,1	-12,1
18	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	1,0	0,1	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,6	-6,6	-7,5	-8,5	-9,4	-10,4	-11,3	-12,3
19	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,7	5,7	4,7	3,8	2,8	1,8	0,9	0,0	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,7	-8,7	-9,6	-10,5	-11,4	-12,4
20	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,5	5,5	4,5	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-5,9	-6,9	-7,8	-8,8	-9,7	-10,6	-11,5	-12,5

SAGITAL - 10º DELANTE: Valgo/ Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,2	14,2	13,2	12,2	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1	-10,2
1	15,0	14,0	13,0	12,0	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,3	-7,3	-8,2	-9,2	-10,3
2	14,8	13,8	12,8	11,8	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,6	4,6	3,6	2,6	1,6	0,7	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4	-10,5
3	14,6	13,6	12,6	11,6	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,4	4,4	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,6	-7,6	-8,5	-9,5	-10,6
4	14,3	13,4	12,4	11,4	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,2	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7	-10,7
5	14,1	13,2	12,2	11,2	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,8	-4,8	-5,8	-6,9	-7,9	-8,8	-9,8	-10,9
6	13,9	12,9	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	0,0	-1,1	-2,1	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0	-11,0
7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,1	-10,1	-11,1
8	13,5	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3	-10,3	-11,3
9	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,3	5,3	4,3	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,4	-10,4	-11,4
10	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6
11	12,8	11,9	10,9	9,9	8,8	7,8	6,9	5,9	4,9	3,9	3,0	2,0	1,0	0,0	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8	-8,8	-9,7	-10,7	-11,7
12	12,6	11,7	10,7	9,7	8,6	7,6	6,7	5,7	4,7	3,7	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,8	-10,8	-11,8
13	12,4	11,5	10,5	9,5	8,4	7,4	6,5	5,5	4,5	3,5	2,6	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,2	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1	-10,0	-11,0	-12,0
14	12,2	11,3	10,3	9,3	8,2	7,2	6,3	5,3	4,3	3,3	2,4	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,4	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,2	-10,1	-11,1	-12,1
15	12,0	11,1	10,1	9,1	8,0	7,0	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,3	0,3	-0,7	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,5	-6,5	-7,5	-8,4	-9,4	-10,3	-11,3	-12,2
16	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,9	4,9	3,9	3,0	2,0	1,1	0,1	-0,9	-1,8	-2,8	-3,8	-4,7	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,5	-10,4	-11,4	-12,4
17	11,5	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,7	4,7	3,7	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,0	-3,0	-4,0	-4,9	-5,8	-6,8	-7,8	-8,7	-9,7	-10,6	-11,6	-12,5
18	11,3	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,5	2,6	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,1	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,8	-10,7	-11,7	-12,6
19	11,1	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,3	4,3	3,3	2,4	1,5	0,6	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,3	-5,2	-6,1	-7,1	-8,1	-9,0	-10,0	-10,9	-11,9	-12,8
20	10,9	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,1	4,1	3,1	2,2	1,3	0,4	-0,6	-1,6	-2,5	-3,5	-4,5	-5,4	-6,3	-7,3	-8,3	-9,2	-10,1	-11,0	-12,0	-12,9

SAGITAL - 11º DELANTE: Valgo/ Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,2	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,1	8,1	7,1	6,1	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,2	-10,2
1	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	8,9	7,9	6,9	5,9	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,4	-10,4
2	14,7	13,7	12,7	11,8	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,6	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4	-9,5	-10,5
3	14,5	13,5	12,5	11,5	10,5	9,5	8,4	7,4	6,5	5,5	4,4	3,3	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,7	-10,7
4	14,3	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,0	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,7	-3,7	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8	-8,8	-9,8	-10,8
5	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	2,8	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-2,9	-3,9	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-10,0	-11,0
6	13,8	12,8	11,8	10,9	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,5	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,1	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1	-10,2	-11,1
7	13,6	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,6	2,3	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3	-10,3	-11,3
8	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,3	6,3	5,4	4,4	3,4	2,0	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,4	-10,5	-11,4
9	13,1	12,1	11,1	10,2	9,1	8,1	7,1	6,1	5,2	4,2	3,2	1,8	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,6	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6
10	12,9	11,9	10,9	10,0	8,9	7,9	6,9	5,9	5,0	4,0	3,0	1,6	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,8	-8,8	-9,8	-10,8	-11,8
11	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,3	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-9,9	-11,0	-11,9
12	12,4	11,4	10,4	9,5	8,4	7,4	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,1	0,6	-0,4	-1,3	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1	-9,1	-10,1	-11,1	-12,1
13	12,2	11,2	10,2	9,3	8,2	7,2	6,2	5,2	4,3	3,3	2,3	0,8	0,4	-0,6	-1,5	-2,5	-3,5	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,3	-9,3	-10,2	-11,3	-12,2
14	12,0	11,0	10,0	9,1	8,0	7,0	6,0	5,0	4,1	3,1	2,1	0,6	0,2	-0,8	-1,7	-2,7	-3,7	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,5	-9,5	-10,4	-11,4	-12,4
15	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,9	2,9	1,9	0,3	0,0	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,8	-5,8	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7	-10,6	-11,6	-12,5
16	11,5	10,5	9,5	8,6	7,5	6,5	5,6	4,6	3,7	2,7	1,7	0,1	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-6,9	-7,9	-8,8	-9,8	-10,7	-11,8	-12,7
17	11,3	10,3	9,3	8,4	7,3	6,3	5,4	4,4	3,4	2,4	1,5	-0,2	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,2	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,0	-10,0	-10,9	-11,9	-12,8
18	11,1	10,1	9,1	8,2	7,1	6,1	5,1	4,1	3,2	2,2	1,3	-0,4	-0,6	-1,6	-2,5	-3,5	-4,4	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,2	-10,2	-11,1	-12,1	-13,0
19	10,8	9,8	8,8	7,9	6,8	5,8	4,9	3,9	3,0	2,0	1,1	-0,7	-0,8	-1,8	-2,7	-3,7	-4,6	-5,5	-6,5	-7,4	-8,4	-9,3	-10,3	-11,2	-12,2	-13,1
20	10,6	9,6	8,6	7,7	6,6	5,6	4,7	3,7	2,8	1,8	0,9	-0,9	-1,0	-2,0	-2,9	-3,9	-4,8	-5,7	-6,7	-7,6	-8,6	-9,5	-10,5	-11,4	-12,4	-13,3

SAGITAL - 12º DELANTE: Valgo/ Varo																										
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,2	14,2	13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,1	6,1	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,1	-5,1	-6,1	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2
1	15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	6,9	5,9	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,3	-5,3	-6,3	-7,4	-8,4	-9,4	-10,4
2	14,7	13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,8	6,7	5,7	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,5	-5,5	-6,5	-7,6	-8,5	-9,5	-10,5
3	14,5	13,5	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,4	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,7	-5,7	-6,6	-7,7	-8,7	-9,7	-10,7
4	14,2	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,3	6,2	5,2	4,1	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,9	-5,8	-6,8	-7,9	-8,9	-9,9	-10,9
5	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,1	7,1	6,0	5,0	3,9	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,1	-6,0	-7,0	-8,1	-9,1	-10,1	-11,0
6	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,9	5,8	4,8	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,3	-9,2	-10,2	-11,2
7	13,5	12,5	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4	-10,4	-11,4
8	13,3	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,4	6,4	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,5	-8,6	-9,6	-10,6	-11,5
9	13,0	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,2	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,7	-8,8	-9,7	-10,7	-11,7
10	12,8	11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	6,0	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-7,9	-9,0	-9,9	-10,9	-11,9
11	12,6	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,7	5,7	4,7	3,7	2,6	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,2	-3,2	-4,2	-5,1	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1	-11,1	-12,0
12	12,3	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,5	2,4	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,4	-5,3	-6,4	-7,3	-8,3	-9,3	-10,2	-11,2	-12,2
13	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,2	5,3	4,2	3,2	2,2	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,6	-3,6	-4,6	-5,5	-6,6	-7,5	-8,4	-9,5	-10,4	-11,4	-12,3
14	11,8	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	6,0	5,1	4,0	3,0	2,0	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,8	-3,8	-4,8	-5,7	-6,8	-7,7	-8,6	-9,7	-10,6	-11,6	-12,5
15	11,6	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,9	-0,2	-1,2	-2,1	-3,0	-4,0	-5,0	-5,9	-7,0	-7,9	-8,8	-9,8	-10,8	-11,8	-12,7
16	11,4	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,3	-3,2	-4,2	-5,2	-6,1	-7,1	-8,1	-9,0	-10,0	-10,9	-11,9	-12,8
17	11,1	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,3	4,4	3,4	2,4	1,3	0,4	-0,6	-1,6	-2,5	-3,4	-4,4	-5,4	-6,3	-7,3	-8,2	-9,2	-10,2	-11,1	-12,1	-13,0
18	10,9	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,1	4,2	3,1	2,1	1,1	0,2	-0,8	-1,8	-2,7	-3,6	-4,6	-5,6	-6,5	-7,5	-8,4	-9,3	-10,4	-11,3	-12,3	-13,2
19	10,6	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,8	3,9	2,9	1,9	0,9	0,0	-1,0	-2,0	-2,9	-3,8	-4,8	-5,8	-6,7	-7,7	-8,6	-9,5	-10,5	-11,4	-12,4	-13,3
20	10,4	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,6	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,2	-1,2	-2,2	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-6,9	-7,9	-8,8	-9,7	-10,7	-11,6	-12,6	-13,5

		SAGITAL - 13º DELANTE: Valgo/ Varo																									
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0		15,3	14,3	13,3	12,3	11,3	10,2	9,2	8,2	7,1	6,1	5,1	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,2	-7,2	-8,2	-9,3	-10,3
1		15,0	14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	6,9	5,9	4,9	3,8	2,8	1,8	0,8	0,0	-1,2	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,4	-7,4	-8,4	-9,5	-10,5
2		14,8	13,8	12,8	11,8	10,8	9,7	8,7	7,7	6,6	5,6	4,6	3,5	2,5	1,5	0,6	-0,5	-1,4	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,6	-7,6	-8,6	-9,7	-10,7
3		14,5	13,5	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,4	5,4	4,4	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,8	-7,8	-8,8	-9,9	-10,9
4		14,2	13,3	12,3	11,3	10,3	9,2	8,2	7,2	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-3,0	-3,9	-4,9	-5,9	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0	-11,0
5		14,0	13,0	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	5,9	4,9	3,9	2,8	1,8	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,2	-4,2	-5,2	-6,1	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2	-11,2
6		13,7	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,6	4,6	3,7	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,3	-3,4	-4,4	-5,4	-6,3	-7,4	-8,4	-9,4	-10,4	-11,4
7		13,4	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,5	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,5	-3,6	-4,6	-5,6	-6,5	-7,6	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6
8		13,2	12,2	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,1	4,1	3,2	2,1	1,1	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,7	-7,8	-8,8	-9,8	-10,8	-11,8
9		12,9	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	7,0	6,0	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-6,9	-8,0	-9,0	-10,0	-11,0	-12,0
10		12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,2	-4,3	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2	-11,2	-12,2
11		12,4	11,4	10,4	9,4	8,4	7,5	6,5	5,5	4,4	3,4	2,5	1,4	0,4	-0,5	-1,5	-2,5	-3,4	-4,5	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,3	-10,3	-11,3	-12,3
12		12,1	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,7	-2,7	-3,6	-4,7	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,5	-10,5	-11,5	-12,5
13		11,9	10,9	9,9	8,9	7,9	7,0	6,0	5,0	3,9	2,9	2,0	0,9	-0,1	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,8	-8,8	-9,7	-10,7	-11,7	-12,7
14		11,6	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,2	-2,2	-3,2	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-9,9	-10,9	-11,9	-12,9
15		11,3	10,4	9,4	8,4	7,4	6,5	5,5	4,5	3,4	2,4	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,2	-9,2	-10,1	-11,1	-12,1	-13,1
16		11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,3	0,2	-0,8	-1,7	-2,6	-3,6	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,4	-9,4	-10,3	-11,3	-12,3	-13,3
17		10,8	9,9	8,9	7,9	6,9	6,0	5,0	4,0	2,9	1,9	1,0	0,0	-1,0	-1,9	-2,8	-3,8	-4,7	-5,8	-6,7	-7,7	-8,6	-9,6	-10,5	-11,5	-12,4	-13,4
18		10,5	9,6	8,6	7,6	6,6	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,1	-3,1	-4,1	-5,0	-6,0	-6,9	-7,9	-8,8	-9,8	-10,7	-11,7	-12,6	-13,6
19		10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,5	4,5	3,5	2,4	1,4	0,5	-0,5	-1,5	-2,4	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,0	-10,0	-10,9	-11,9	-12,8	-13,8
20		10,0	9,1	8,1	7,1	6,1	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,3	-0,7	-1,7	-2,6	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,3	-8,3	-9,2	-10,2	-11,1	-12,1	-13,0	-14,0

		SAGITAL - 14º DELANTE: Valgo/ Varo																									
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0		15,4	14,4	13,4	12,3	11,3	10,3	9,3	8,3	7,2	6,2	5,1	4,1	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,1	-3,1	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,3	-9,3	-10,3
1		15,1	14,1	13,1	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	6,9	5,9	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,3	-1,2	-2,3	-3,3	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,5	-9,5	-10,5
2		14,8	13,8	12,8	11,7	10,8	9,8	8,8	7,8	6,7	5,7	4,6	3,6	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,6	-3,6	-4,7	-5,7	-6,6	-7,6	-8,7	-9,7	-10,7
3		14,5	13,5	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,4	5,4	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,8	-1,7	-2,8	-3,8	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9	-10,9
4		14,2	13,3	12,3	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,1	5,1	4,1	3,1	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,1	-4,0	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1	-10,1	-11,1
5		14,0	13,0	12,0	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,9	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,3	-1,3	-2,2	-3,3	-4,3	-5,4	-6,3	-7,3	-8,3	-9,4	-10,4	-11,3
6		13,7	12,7	11,7	10,6	9,7	8,7	7,7	6,7	5,6	4,6	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,6	-6,6	-7,5	-8,5	-9,6	-10,6	-11,5
7		13,4	12,4	11,4	10,3	9,4	8,4	7,4	6,4	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,8	-1,8	-2,7	-3,8	-4,7	-5,8	-6,8	-7,7	-8,7	-9,8	-10,8	-11,7
8		13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,0	4,1	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0	-11,0	-11,9
9		12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,3	-1,3	-2,3	-3,2	-4,3	-5,2	-6,3	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2	-11,2	-12,1
10		12,5	11,6	10,6	9,5	8,6	7,6	6,6	5,6	4,5	3,6	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,4	-9,4	-10,4	-11,4	-12,4
11		12,2	11,3	10,3	9,2	8,3	7,3	6,3	5,3	4,2	3,3	2,2	1,2	0,3	-0,8	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6	-12,6
12		11,9	11,0	10,0	8,9	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-3,9	-5,0	-5,9	-7,0	-7,9	-8,8	-9,8	-10,8	-11,8	-12,8
13		11,6	10,7	9,7	8,7	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,8	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1	-9,1	-10,1	-11,0	-12,0	-13,0
14		11,3	10,4	9,4	8,4	7,5	6,5	5,5	4,5	3,4	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,4	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4	-9,3	-10,3	-11,2	-12,2	-13,2
15		11,1	10,1	9,1	8,1	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,7	-5,7	-6,6	-7,7	-8,6	-9,5	-10,5	-11,5	-12,5	-13,4
16		10,8	9,8	8,8	7,8	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	2,0	0,9	-0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,8	-9,7	-10,7	-11,7	-12,7	-13,6
17		10,5	9,6	8,6	7,5	6,6	5,6	4,6	3,6	2,6	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,0	-9,9	-10,9	-11,9	-12,9	-13,8
18		10,2	9,3	8,3	7,3	6,4	5,4	4,4	3,4	2,3	1,4	0,4	-0,6	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,3	-8,3	-9,3	-10,2	-11,2	-12,1	-13,1	-14,0
19		9,9	9,0	8,0	7,0	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,7	-6,7	-7,6	-8,6	-9,5	-10,4	-11,4	-12,3	-13,3	-14,2
20		9,6	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,9	-0,1	-1,1	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-5,9	-6,9	-7,8	-8,8	-9,7	-10,6	-11,6	-12,5	-13,5	-14,4

	SAGITAL - 15º DELANTE: Valgo/ Varo																									
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,4	14,4	13,4	12,4	11,3	10,3	9,3	8,3	7,2	6,2	5,1	4,1	3,1	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,3	-8,3	-9,3	-10,4
1	15,1	14,1	13,1	12,1	11,0	10,0	9,0	8,0	6,9	5,9	4,8	3,8	2,8	1,7	0,7	0,0	-1,3	-2,5	-3,5	-4,5	-5,4	-6,4	-7,5	-8,5	-9,5	-10,6
2	14,8	13,8	12,8	11,8	10,7	9,7	8,7	7,7	6,6	5,6	4,5	3,6	2,6	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,8	-8,8	-9,8	-10,8
3	14,5	13,5	12,5	11,5	10,4	9,4	8,4	7,4	6,3	5,3	4,3	3,3	2,3	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-3,0	-4,0	-5,0	-5,9	-6,9	-8,0	-9,0	-10,0	-11,1
4	14,2	13,2	12,2	11,2	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,0	3,0	2,0	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2	-11,3
5	13,9	12,9	11,9	10,9	9,8	8,9	7,9	6,9	5,8	4,8	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,5	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4	-8,5	-9,5	-10,5	-11,5
6	13,6	12,6	11,6	10,6	9,5	8,6	7,6	6,6	5,5	4,5	3,4	2,5	1,5	0,4	-0,6	-1,6	-2,6	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,6	-8,7	-9,7	-10,7	-11,7
7	13,3	12,3	11,3	10,3	9,2	8,3	7,3	6,3	5,2	4,2	3,1	2,2	1,2	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-4,0	-5,0	-6,0	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9	-10,9	-11,9
8	13,0	12,0	11,0	10,0	8,9	8,0	7,0	6,0	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1	-9,2	-10,2	-11,1	-12,2
9	12,7	11,7	10,7	9,7	8,6	7,7	6,7	5,7	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,4	-4,5	-5,5	-6,5	-7,4	-8,4	-9,4	-10,4	-11,4	-12,4
10	12,5	11,5	10,4	9,4	8,4	7,4	6,4	5,4	4,4	3,4	2,3	1,4	0,4	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,6	-9,7	-10,7	-11,6	-12,6
11	12,2	11,2	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,1	3,1	2,0	1,1	0,1	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-5,0	-6,0	-7,0	-7,9	-8,8	-9,9	-10,9	-11,8	-12,8
12	11,9	10,9	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,7	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,1	-9,1	-10,1	-11,1	-12,1	-13,0
13	11,6	10,6	9,5	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,4	-3,4	-4,4	-5,5	-6,5	-7,5	-8,4	-9,3	-10,4	-11,4	-12,3	-13,3
14	11,3	10,3	9,2	8,2	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6	-12,5	-13,5
15	11,0	10,0	8,9	7,9	6,9	6,0	5,0	4,0	2,9	1,9	0,9	0,0	-1,0	-2,1	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,8	-10,8	-11,8	-12,8	-13,8
16	10,7	9,7	8,6	7,6	6,6	5,7	4,7	3,7	2,6	1,6	0,6	-0,3	-1,3	-2,3	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,1	-10,0	-11,1	-12,1	-13,0	-13,9
17	10,4	9,4	8,3	7,3	6,3	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,3	-0,6	-1,6	-2,6	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,4	-10,3	-11,3	-12,3	-13,2	-14,1
18	10,1	9,1	8,0	7,0	6,0	5,1	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,8	-4,8	-5,8	-6,7	-7,7	-8,7	-9,6	-10,5	-11,5	-12,5	-13,4	-14,4
19	9,8	8,8	7,7	6,7	5,7	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-9,9	-10,8	-11,8	-12,8	-13,7	-14,6
20	9,5	8,5	7,4	6,4	5,4	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,4	-2,4	-3,4	-4,3	-5,3	-6,3	-7,2	-8,2	-9,2	-10,1	-11,0	-12,0	-13,0	-13,9	-14,8

16 D		SAGITAL - 16 ° DELANTE: Valgo/ Varo																									
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0		15,5	14,4	13,4	12,4	11,4	10,4	9,3	8,3	7,3	6,2	5,2	4,2	3,1	2,1	1,0	0,0	-1,0	-2,1	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,3	-8,3	-9,3	-10,4
1		15,2	14,1	13,1	12,1	11,1	10,1	9,0	8,0	7,0	5,9	4,9	3,9	2,8	1,8	0,7	-0,3	-1,3	-2,4	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,6	-8,6	-9,6	-10,6
2		14,9	13,8	12,8	11,8	10,8	9,8	8,7	7,7	6,7	5,6	4,6	3,6	2,5	1,5	0,4	-0,6	-1,6	-2,7	-3,8	-4,8	-5,7	-6,7	-7,8	-8,8	-9,8	-10,9
3		14,5	13,4	12,4	11,4	10,4	9,4	8,3	7,3	6,4	5,3	4,3	3,3	2,2	1,2	0,1	-0,9	-1,9	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,0	-8,1	-9,1	-10,1	-11,1
4		14,2	13,1	12,1	11,1	10,1	9,1	8,0	7,0	6,0	5,0	4,0	3,0	1,9	0,9	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,4	-9,3	-10,3	-11,4
5		13,9	12,8	11,8	10,8	9,8	8,8	7,7	6,7	5,7	4,7	3,7	2,7	1,6	0,6	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6
6		13,6	12,5	11,5	10,5	9,5	8,5	7,4	6,4	5,4	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,8	-1,8	-2,7	-3,8	-4,9	-5,9	-6,8	-7,8	-8,9	-9,9	-10,9	-11,9
7		13,2	12,2	11,2	10,1	9,1	8,1	7,1	6,1	5,1	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,1	-2,1	-3,0	-4,1	-5,2	-6,1	-7,1	-8,1	-9,2	-10,1	-11,1	-12,1
8		12,9	11,8	10,8	9,8	8,8	7,8	6,7	5,7	4,8	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,4	-2,4	-3,3	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4	-10,4	-11,4	-12,4
9		12,6	11,5	10,5	9,5	8,5	7,5	6,4	5,4	4,5	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,7	-2,7	-3,6	-4,7	-5,7	-6,7	-7,6	-8,6	-9,7	-10,6	-11,6	-12,6
10		12,3	11,2	10,2	9,2	8,2	7,2	6,1	5,1	4,2	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-2,0	-3,0	-3,9	-5,0	-6,0	-7,0	-7,9	-8,9	-10,0	-10,9	-11,9	-12,9
11		11,9	10,9	9,9	8,8	7,8	6,8	5,8	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,3	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2	-11,2	-12,2	-13,1
12		11,6	10,6	9,6	8,5	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,6	-7,5	-8,4	-9,4	-10,5	-11,4	-12,4	-13,3
13		11,3	10,2	9,2	8,2	7,2	6,2	5,1	4,1	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8	-8,7	-9,7	-10,7	-11,7	-12,7	-13,6
14		11,0	9,9	8,9	7,9	6,9	5,9	4,8	3,8	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,1	-9,0	-10,0	-11,0	-11,9	-12,9	-13,8
15		10,6	9,6	8,6	7,5	6,5	5,5	4,5	3,5	2,6	1,6	0,6	-0,5	-1,4	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,3	-9,3	-10,3	-11,3	-12,2	-13,2	-14,1
16		10,3	9,3	8,3	7,2	6,2	5,2	4,2	3,2	2,3	1,2	0,2	-0,8	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,6	-6,7	-7,7	-8,6	-9,5	-10,5	-11,5	-12,5	-13,5	-14,3
17		10,0	9,0	8,0	6,9	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-5,9	-6,9	-8,0	-8,9	-9,8	-10,8	-11,8	-12,7	-13,7	-14,6
18		9,7	8,6	7,6	6,6	5,6	4,6	3,5	2,5	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,1	-11,1	-12,1	-13,0	-14,0	-14,8
19		9,3	8,3	7,3	6,2	5,2	4,2	3,2	2,2	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,5	-7,5	-8,5	-9,4	-10,3	-11,3	-12,3	-13,2	-14,2	-15,1
20		9,0	8,0	7,0	5,9	4,9	3,9	2,9	1,9	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,8	-7,8	-8,8	-9,7	-10,6	-11,6	-12,6	-13,5	-14,5	-15,3

17 D		SAGITAL - 17 ° DELANTE: Valgo/ Varo																									
FICK		15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0		15,6	14,6	13,5	12,5	11,4	10,4	9,4	8,3	7,3	6,2	5,2	4,2	3,1	2,1	1,0	0,0	-1,1	-2,1	-3,2	-4,2	-5,2	-6,3	-7,4	-8,4	-9,4	-10,5
1		15,2	14,2	13,2	12,1	11,0	10,1	9,1	8,0	7,0	5,9	4,9	3,9	2,8	1,8	0,7	-0,3	-1,4	-2,4	-3,5	-4,5	-5,5	-6,6	-7,7	-8,7	-9,7	-10,8
2		14,9	13,9	12,8	11,8	10,7	9,7	8,7	7,6	6,6	5,5	4,5	3,5	2,4	1,4	0,4	-0,7	-1,7	-2,7	-3,8	-4,8	-5,8	-6,9	-8,0	-9,0	-10,0	-11,1
3		14,5	13,5	12,5	11,4	10,3	9,4	8,4	7,3	6,3	5,2	4,2	3,2	2,1	1,1	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-4,1	-5,1	-6,1	-7,2	-8,3	-9,3	-10,3	-11,3
4		14,2	13,2	12,1	11,1	10,0	9,0	8,0	6,9	5,9	4,8	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,3	-1,3	-2,4	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,5	-8,6	-9,6	-10,5	-11,6
5		13,8	12,8	11,8	10,7	9,6	8,7	7,7	6,6	5,6	4,5	3,5	2,5	1,4	0,5	-0,6	-1,6	-2,7	-3,7	-4,8	-5,7	-6,7	-7,8	-8,9	-9,9	-10,8	-11,9
6		13,5	12,5	11,4	10,3	9,2	8,3	7,3	6,2	5,2	4,2	3,2	2,1	1,1	0,1	-1,0	-2,0	-3,0	-4,0	-5,1	-6,0	-7,0	-8,1	-9,1	-10,1	-11,1	-12,2
7		13,1	12,1	11,1	10,0	8,9	8,0	7,0	5,9	4,9	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,2	-1,3	-2,3	-3,3	-4,3	-5,4	-6,3	-7,3	-8,4	-9,4	-10,4	-11,4	-12,4
8		12,8	11,8	10,7	9,6	8,5	7,6	6,6	5,5	4,5	3,5	2,5	1,4	0,4	-0,5	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,7	-6,6	-7,6	-8,7	-9,7	-10,7	-11,7	-12,7
9		12,4	11,4	10,4	9,3	8,2	7,3	6,3	5,2	4,2	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-6,0	-6,9	-7,9	-9,0	-10,0	-11,0	-12,0	-13,0
10		12,1	11,1	10,0	8,9	7,8	6,9	5,9	4,9	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,3	-1,2	-2,3	-3,3	-4,3	-5,3	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3	-10,3	-11,3	-12,3	-13,3
11		11,7	10,7	9,7	8,5	7,4	6,6	5,6	4,5	3,5	2,5	1,5	0,4	-0,6	-1,5	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6	-12,5	-13,5
12		11,3	10,3	9,3	8,2	7,1	6,2	5,2	4,2	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9	-10,9	-11,9	-12,8	-13,8
13		11,0	10,0	9,0	7,8	6,7	5,9	4,9	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,3	-1,3	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2	-11,2	-12,2	-13,1	-14,1
14		10,6	9,6	8,6	7,5	6,4	5,5	4,5	3,5	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,5	-3,6	-4,6	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5	-10,5	-11,5	-12,5	-13,4	-14,4
15		10,3	9,3	8,3	7,1	6,0	5,2	4,2	3,1	2,1	1,1	0,1	-1,0	-1,9	-2,9	-3,9	-4,9	-5,8	-6,8	-7,9	-8,8	-9,8	-10,8	-11,8	-12,8	-13,7	-14,6
16		9,9	8,9	7,9	6,7	5,6	4,8	3,8	2,8	1,7	0,8	-0,2	-1,3	-2,3	-3,2	-4,2	-5,2	-6,1	-7,1	-8,2	-9,1	-10,1	-11,1	-12,0	-13,0	-14,0	-14,9
17		9,6	8,6	7,6	6,4	5,3	4,5	3,5	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,7	-2,6	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,4	-10,4	-11,4	-12,3	-13,3	-14,2	-15,2
18		9,2	8,2	7,2	6,0	4,9	4,1	3,1	2,1	1,0	0,1	-0,9	-2,0	-2,9	-3,8	-4,9	-5,9	-6,8	-7,8	-8,8	-9,7	-10,7	-11,7	-12,6	-13,6	-14,5	-15,5
19		8,9	7,9	6,9	5,7	4,6	3,8	2,8	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,4	-3,3	-4,2	-5,2	-6,2	-7,1	-8,1	-9,1	-10,0	-11,0	-12,0	-12,9	-13,9	-14,8	-15,7
20		8,5	7,5	6,5	5,3	4,2	3,4	2,4	1,4	0,3	-0,6	-1,6	-2,7	-3,6	-4,5	-5,5	-6,5	-7,4	-8,4	-9,4	-10,3	-11,3	-12,3	-13,2	-14,2	-15,1	-16,0

18 D	SAGITAL - 18 ° DELANTE: Valgo/ Varo																									
FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,7	14,7	13,6	12,6	11,6	10,5	9,5	8,4	7,4	6,3	5,2	4,2	3,2	2,1	1,0	0,0	-1,1	-2,1	-3,2	-4,2	-5,3	-6,3	-7,4	-8,4	-9,4	-10,5
1	15,3	14,3	13,2	12,2	11,2	10,1	9,1	8,0	7,0	5,9	4,9	3,9	2,9	1,8	0,7	-0,3	-1,4	-2,4	-3,5	-4,5	-5,6	-6,6	-7,7	-8,7	-9,7	-10,8
2	15,0	14,0	12,9	11,9	10,9	9,8	8,8	7,7	6,7	5,6	4,5	3,5	2,5	1,4	0,3	-0,7	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,9	-6,9	-8,0	-9,0	-10,0	-11,1
3	14,6	13,6	12,5	11,5	10,5	9,4	8,4	7,3	6,3	5,2	4,2	3,2	2,2	1,1	0,0	-1,0	-2,1	-3,1	-4,2	-5,1	-6,2	-7,2	-8,3	-9,3	-10,3	-11,4
4	14,2	13,2	12,1	11,2	10,2	9,0	8,0	7,0	6,0	4,9	3,8	2,8	1,8	0,7	-0,3	-1,3	-2,4	-3,4	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,6	-9,6	-10,6	-11,7
5	13,9	12,9	11,8	10,8	9,8	8,7	7,7	6,6	5,6	4,5	3,5	2,5	1,5	0,4	-0,7	-1,6	-2,7	-3,7	-4,8	-5,8	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9	-10,9	-12,0
6	13,5	12,5	11,4	10,4	9,4	8,3	7,3	6,2	5,2	4,2	3,1	2,1	1,1	0,1	-1,0	-2,0	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2	-11,2	-12,2
7	13,1	12,1	11,0	10,1	9,1	7,9	6,9	5,9	4,9	3,8	2,8	1,8	0,8	-0,3	-1,3	-2,3	-3,4	-4,4	-5,4	-6,4	-7,5	-8,5	-9,5	-10,5	-11,5	-12,5
8	12,7	11,7	10,7	9,7	8,7	7,6	6,5	5,5	4,5	3,5	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,7	-2,6	-3,7	-4,7	-5,8	-6,7	-7,8	-8,8	-9,8	-10,8	-11,8	-12,8
9	12,4	11,4	10,3	9,4	8,4	7,2	6,2	5,2	4,2	3,1	2,1	1,1	0,1	-1,0	-2,0	-2,9	-4,0	-5,0	-6,1	-7,0	-8,1	-9,1	-10,1	-11,1	-12,1	-13,1
10	12,0	11,0	10,0	9,0	8,0	6,9	5,8	4,8	3,8	2,8	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,4	-3,3	-4,4	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,4	-10,4	-11,4	-12,4	-13,4
11	11,6	10,6	9,6	8,6	7,6	6,5	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,7	-3,6	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,7	-9,7	-10,7	-11,7	-12,6	-13,7
12	11,3	10,3	9,2	8,3	7,3	6,1	5,1	4,1	3,1	2,0	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-3,0	-3,9	-5,0	-6,0	-7,0	-8,0	-9,0	-10,0	-11,0	-12,0	-12,9	-14,0
13	10,9	9,9	8,9	7,9	6,9	5,8	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,4	-1,4	-2,3	-3,4	-4,2	-5,3	-6,3	-7,4	-8,3	-9,3	-10,3	-11,3	-12,3	-13,2	-14,3
14	10,5	9,5	8,5	7,6	6,6	5,4	4,3	3,4	2,4	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,6	-5,7	-6,7	-7,7	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6	-12,6	-13,5	-14,6
15	10,2	9,2	8,1	7,2	6,2	5,0	4,0	3,0	2,0	1,0	0,0	-1,1	-2,1	-3,0	-4,0	-4,9	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-10,0	-11,0	-11,9	-12,9	-13,8	-14,9
16	9,8	8,8	7,8	6,8	5,8	4,7	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,4	-2,4	-3,3	-4,4	-5,2	-6,3	-7,3	-8,3	-9,2	-10,3	-11,3	-12,2	-13,2	-14,1	-15,1
17	9,4	8,4	7,4	6,5	5,5	4,3	3,2	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,8	-2,8	-3,7	-4,7	-5,5	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6	-12,5	-13,5	-14,4	-15,4
18	9,0	8,0	7,0	6,1	5,1	3,9	2,8	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,0	-5,0	-5,9	-7,0	-8,0	-9,0	-9,9	-10,9	-11,9	-12,8	-13,8	-14,7	-15,7
19	8,7	7,7	6,7	5,8	4,8	3,6	2,5	1,6	0,6	-0,4	-1,5	-2,5	-3,5	-4,4	-5,4	-6,2	-7,3	-8,3	-9,3	-10,2	-11,2	-12,2	-13,1	-14,1	-15,0	-16,0
20	8,3	7,3	6,3	5,4	4,4	3,2	2,1	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,7	-5,7	-6,5	-7,6	-8,6	-9,6	-10,5	-11,5	-12,5	-13,4	-14,4	-15,3	-16,3

19 D

SAGITAL - 19 ° DELANTE: Valgo/ Varo

CK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,8	14,7	13,7	12,7	11,6	10,6	9,5	8,4	7,4	6,4	5,3	4,2	3,2	2,1	1,0	0,0	-1,1	-2,2	-3,2	-4,2	-5,3	-6,4	-7,4	-8,4	-9,5	-10,5
1	15,4	14,3	13,3	12,3	11,2	10,2	9,1	8,0	7,0	6,0	4,9	3,8	2,8	1,8	0,7	-0,3	-1,4	-2,5	-3,5	-4,5	-5,6	-6,7	-7,7	-8,7	-9,8	-10,8
2	15,0	13,9	12,9	11,9	10,8	9,8	8,7	7,7	6,7	5,7	4,6	3,5	2,5	1,4	0,3	-0,7	-1,8	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-7,0	-8,0	-9,0	-10,1	-11,1
3	14,7	13,6	12,6	11,6	10,5	9,5	8,4	7,3	6,3	5,3	4,2	3,1	2,1	1,1	0,0	-1,0	-2,1	-3,2	-4,2	-5,2	-6,3	-7,3	-8,3	-9,3	-10,4	-11,4
4	14,3	13,2	12,2	11,2	10,1	9,1	8,0	6,9	5,9	4,9	3,8	2,8	1,8	0,7	-0,4	-1,4	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,6	-7,7	-8,7	-9,6	-10,7	-11,7
5	13,9	12,8	11,8	10,8	9,7	8,7	7,6	6,6	5,6	4,6	3,5	2,4	1,4	0,4	-0,7	-1,7	-2,8	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-8,0	-9,0	-10,0	-11,0	12,0
6	13,5	12,4	11,4	10,4	9,3	8,3	7,2	6,2	5,2	4,2	3,1	2,1	1,0	0,0	-1,1	-2,1	-3,1	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,3	-9,3	-10,3	-11,3	-12,3
7	13,1	12,0	11,0	10,0	8,9	7,9	6,8	5,8	4,8	3,8	2,7	1,7	0,7	-0,4	-1,4	-2,4	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,5	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6	-12,6
8	12,8	11,7	10,7	9,7	8,6	7,6	6,5	5,4	4,4	3,4	2,4	1,4	0,3	-0,7	-1,8	-2,8	-3,8	-4,9	-5,9	-6,8	-7,9	-8,9	-9,9	-10,9	-11,9	-12,9
9	12,4	11,3	10,3	9,3	8,2	7,2	6,1	5,1	4,1	3,1	2,0	1,0	0,0	-1,1	-2,1	-3,1	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2	-11,2	-12,2	-13,2
10	12,0	10,9	9,9	8,9	7,8	6,8	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,4	-1,4	-2,5	-3,5	-4,5	-5,6	-6,6	-7,5	-8,5	-9,6	-10,6	-11,5	-12,5	-13,5
11	11,6	10,5	9,5	8,5	7,4	6,4	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,9	-6,9	-7,8	-8,8	-9,9	-10,9	-11,8	-12,8	-13,8
12	11,2	10,1	9,1	8,1	7,0	6,0	4,9	4,0	3,0	2,0	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,1	-10,2	-11,2	-12,1	-13,1	-14,1
13	10,9	9,8	8,8	7,8	6,7	5,7	4,6	3,6	2,6	1,6	0,6	-0,4	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,6	-7,6	-8,5	-9,5	-10,5	-11,5	-12,4	-13,4	-14,4
14	10,5	9,4	8,4	7,4	6,3	5,3	4,2	3,2	2,2	1,2	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,9	-6,9	-7,9	-8,8	-9,8	-10,8	-11,8	-12,7	-13,7	-14,7
15	10,1	9,0	8,0	7,0	5,9	4,9	3,8	2,9	1,9	0,9	-0,2	-1,1	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,1	-11,1	-12,1	-13,1	-14,0	-15,0
16	9,7	8,6	7,6	6,6	5,5	4,5	3,4	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,6	-3,5	-4,5	-5,5	-6,5	-7,6	-8,6	-9,5	-10,4	-11,4	-12,4	-13,4	-14,3	-15,3
17	9,3	8,2	7,2	6,2	5,1	4,1	3,0	2,1	1,1	0,1	-0,9	-1,8	-2,9	-3,9	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-9,8	-10,7	-11,8	-12,8	-13,7	-14,6	-15,6
18	9,0	7,9	6,9	5,9	4,8	3,8	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,2	-3,3	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,1	-11,1	-12,1	-13,1	-14,0	-14,9	-15,9
19	8,6	7,5	6,5	5,5	4,4	3,4	2,3	1,4	0,4	-0,6	-1,6	-2,5	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,6	-8,6	-9,6	-10,5	-11,4	-12,4	-13,4	-14,3	-15,2	-16,2
20	8,2	7,1	6,1	5,1	4,0	3,0	1,9	1,0	0,0	-1,0	-2,0	-2,9	-4,0	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9	-10,8	-11,7	-12,7	-13,7	-14,6	-15,5	-16,5

20 D

SAGITAL - 20 ° DELANTE: Valgo/ Varo

FICK	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10
0	15,9	14,9	13,8	12,7	11,7	10,6	9,6	8,5	7,5	6,4	5,3	4,2	3,2	2,1	1,0	0,0	-1,1	-2,2	-3,2	-4,3	-5,3	-6,4	-7,4	-8,5	-9,6	-10,6
1	15,5	14,5	13,4	12,3	11,3	10,2	9,2	8,1	7,1	6,0	4,9	3,8	2,8	1,7	0,6	-0,4	-1,5	-2,6	-3,6	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,8	-9,9	-10,9
2	15,1	14,1	13,0	11,9	10,9	9,8	8,8	7,7	6,7	5,6	4,5	3,4	2,4	1,3	0,3	-0,7	-1,8	-2,9	-3,9	-5,0	-6,0	-7,1	-8,1	-9,2	-10,3	-11,3
3	14,7	13,7	12,6	11,5	10,5	9,4	8,4	7,3	6,3	5,2	4,1	3,0	2,0	1,0	-0,1	-1,1	-2,2	-3,3	-4,3	-5,4	-6,4	-7,4	-8,4	-9,5	-10,6	-11,6
4	14,3	13,3	12,2	11,1	10,1	9,0	8,0	6,9	5,9	4,8	3,7	2,7	1,7	0,6	-0,5	-1,5	-2,6	-3,6	-4,6	-5,7	-6,7	-7,8	-8,8	-9,8	-10,9	-11,9
5	13,9	12,9	11,8	10,7	9,7	8,6	7,6	6,5	5,5	4,4	3,4	2,3	1,3	0,2	-0,9	-1,9	-2,9	-4,0	-5,0	-6,1	-7,1	-8,1	-9,1	-10,2	-11,2	-12,2
6	13,4	12,4	11,3	10,3	9,3	8,2	7,2	6,1	5,1	4,0	3,0	1,9	0,9	-0,2	-1,2	-2,2	-3,3	-4,3	-5,3	-6,4	-7,4	-8,5	-9,4	-10,5	-11,6	-12,6
7	13,0	12,0	10,9	9,9	8,9	7,8	6,8	5,7	4,7	3,6	2,6	1,5	0,5	-0,6	-1,6	-2,6	-3,7	-4,7	-5,7	-6,8	-7,8	-8,8	-9,8	-10,8	-11,9	-12,9
8	12,6	11,6	10,5	9,5	8,5	7,4	6,4	5,3	4,3	3,2	2,2	1,1	0,1	-0,9	-2,0	-3,0	-4,0	-5,0	-6,0	-7,1	-8,1	-9,2	-10,1	-11,2	-12,2	-13,2
9	12,2	11,2	10,1	9,1	8,1	7,0	6,0	4,9	3,9	2,8	1,8	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,4	-5,4	-6,4	-7,5	-8,5	-9,5	-10,5	-11,5	-12,5	-13,5
10	11,8	10,8	9,7	8,7	7,7	6,6	5,6	4,5	3,5	2,5	1,4	0,4	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8	-8,8	-9,9	-10,8	-11,9	-12,9	-13,9
11	11,4	10,4	9,3	8,2	7,2	6,1	5,1	4,1	3,1	2,1	1,0	0,0	-1,0	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,1	-7,1	-8,2	-9,2	-10,2	-11,1	-12,2	-13,2	-14,2
12	11,0	10,0	8,9	7,8	6,8	5,7	4,7	3,7	2,7	1,7	0,6	-0,4	-1,4	-2,5	-3,4	-4,4	-5,5	-6,5	-7,5	-8,5	-9,5	-10,5	-11,5	-12,5	-13,5	-14,5
13	10,6	9,6	8,5	7,4	6,4	5,3	4,3	3,3	2,3	1,3	0,2	-0,8	-1,8	-2,8	-3,8	-4,8	-5,8	-6,8	-7,8	-8,9	-9,9	-10,9	-11,8	-12,9	-13,8	-14,8
14	10,2	9,2	8,1	7,0	6,0	4,9	3,9	2,9	1,9	0,9	-0,2	-1,2	-2,2	-3,2	-4,2	-5,2	-6,2	-7,2	-8,2	-9,2	-10,2	-11,2	-12,2	-13,2	-14,2	-15,2
15	9,8	8,8	7,7	6,6	5,6	4,5	3,5	2,5	1,5	0,5	-0,6	-1,6	-2,6	-3,6	-4,6	-5,6	-6,6	-7,5	-8,5	-9,6	-10,6	-11,6	-12,5	-13,5	-14,5	-15,5
16	9,3	8,3	7,2	6,2	5,2	4,1	3,1	2,1	1,1	0,1	-0,9	-2,0	-3,0	-4,0	-4,9	-5,9	-6,9	-7,9	-8,9	-9,9	-10,9	-11,9	-12,8	-13,9	-14,8	-15,8
17	8,9	7,9	6,8	5,8	4,8	3,7	2,7	1,7	0,7	-0,3	-1,3	-2,3	-3,3	-4,4	-5,3	-6,3	-7,3	-8,2	-9,2	-10,3	-11,3	-12,3	-13,2	-14,2	-15,1	-16,1
18	8,5	7,5	6,4	5,4	4,4	3,3	2,3	1,3	0,3	-0,7	-1,7	-2,7	-3,7	-4,7	-5,7	-6,7	-7,7	-8,6	-9,6	-10,6	-11,6	-12,6	-13,5	-14,5	-15,5	-16,5
19	8,1	7,1	6,0	5,0	4,0	2,9	1,9	0,9	-0,1	-1,1	-2,1	-3,1	-4,1	-5,1	-6,0	-7,0	-8,0	-8,9	-9,9	-11,0	-12,0	-13,0	-13,9	-14,9	-15,8	-16,8
20	7,7	6,7	5,6	4,6	3,6	2,5	1,5	0,5	-0,5	-1,5	-2,5	-3,5	-4,5	-5,5	-6,4	-7,4	-8,4	-9,3	-10,3	-11,3	-12,3	-13,3	-14,2	-15,2	-16,1	-17,1

FE DE ERRATAS DE TESIS DOCTORAL

“DISEÑO DE UN PROTOCOLO DE ANÁLISIS CINEMÁTICO BIDIMENSIONAL CON VIDEOGRAFÍA DE ALTA FRECUENCIA APLICABLE EN PODOLOGÍA. DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN MÉTODO DE CORRECCIÓN DE DISTORSIONES ÓPTICAS EN RETROPIÉ.”

Pag. 194: Tabla XXV. Donde dice Gross, debe decir Gos.

Pag. 209: Tabla XXIX. Su encabezado debe decir: “Desviaciones medias entre ángulos frontales aparentes y reales para supuestos posibles en el despegue de talón”.

Faltan las siguientes referencias bibliográficas.

Aguilera, G. R., de la Calle, P. C., Iglesias, E. V., Caminero, P. S., Arpa, M. G., & Martín, J. G. (2014). Fiabilidad de la teledermatología de almacenamiento en un escenario real. *Actas Dermo-Sifiliográficas*, 105(6), 605-613.

Apple inc. USA. <https://www.apple.com/es/iphone-6/>

Ayala, J. C. (2014). Fotografías Digitales en la Clínica de Ortodoncia: Conceptos Básicos. *Revista Virtual da AcBO-ISSN 2316-7262*, 3(2).

Calzadilla Moreira V, Castillo García I, Blanco Estrada J, González Martínez E. (2002). Desviaciones torsionales de los miembros inferiores en niños y adolescentes. *Revista Cubana de Medicina General Integral*. 2002;18(5):355-361.

García O, Ardá T. (2004). Análisis de los factores que condicionan la eficacia en el golpeo a balón parado en el fútbol. *Lecturas: Educación física y deportes*. 2004;(69):23.

González R. (2010) <http://www.guioteca.com/fotografia/conceptos-basicos-gran-angular-teleobjetivo-y-zoom/> (Consultado el 19-III-2015).

Hunt GC. (1990). *Fisioterapia del pie y tobillo*. Barcelona: Jims.

Lin SC, Chen CP, Tang SF, Wong AM, Hsieh JH, Chen WP. (2013). Changes in windlass effect in response to different shoe and insole designs during walking. *Gait & posture*;37(2):235-241.

Losa ME, Salvadores P, Sáez A, (2009). Actitudes Posturales de la extremidad inferior en los escolares durante las clases: Estudio Observacional. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, 3(1), 7-14.

López L, Alonso F, Janeiro, JM, Bouza MC, Calleja, J. (2002). Márketing aplicado en podología. *El Peu*, 22(3), 120-126.

Massé Genova, J., Gross, M.T. (2000). Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during stand and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 30 (11), 664-675.

Philips, SJ. (1984). Kinematics of race walking. In: Terauds J, Barthels K, Kreighbaum R, Mann R, Crakes J, eds. *Sports Biomechanics*. USA: Academic Publishers.:71-80.

Pierrynowski MR, Smith S. (1996). Rearfoot inversion/eversion during gait relative to the subtalar joint neutral position. *Foot and Ankle International*;17(7):406–12.

Rao S, Song J, Kraszewski A, Backus S, Ellis SJ, Md, JTD, Hillstrom HJ. (2011) The effect of foot structure on 1st metatarsophalangeal joint flexibility and hallucal loading. *Gait & posture*;34(1):131-137.

Rebiai M, Mansouri S, Pinson F, Tichit B. (1992). Image distortion from zoom lenses: modeling and digital correction. In Broadcasting Convention,. IBC., International. 1992 :438-441. IET.

Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2013). Research methods in biomechanics, 2E. Human Kinetics.

Sarghie, B., Costea, M., & Liute, D. (2013). Anthropometric Study of the Foot Using 3D Scanning Method and Statistical Analysis. In Proceedings of the International Symposium in Knitting and Apparel, Isai, Romania .pp. 21-22.

Soriano P, Llana S, (2007). La instrumentación en la Biomecánica Deportiva. Journal of Human Sport& Exercice. 2 (2) 26-41

Tanishima S, Fukada S, Ishii H, Dokai T, Morio Y, Nagashima H. (2014). Comparison between walking test and treadmill test for intermittent claudication associated with lumbar spinal canal stenosis. European Spine Journal.:1-6.

Thompson R. (2002). El lenguaje del plano. Madrid: IORTV.

Viel E, Plas, F. (2002). Movimientos del esqueleto: de). I inicio de la marcha a la velocidad e crucero. En Viel E (Coordinador) La marcha humana, la carrera y el salto: biomecanica, exploraciones, normas y alteraciones.

Wang G, Li J, Zhang P, Zhang X, Song H. (2014). Pedestrian speed estimation based on direct linear transformation calibration. In Audio, Language and Image Processing (ICALIP). International Conference on. 195-199. IEEE.

Ward P. (1997). Composición de la imagen en cine y televisión. Madrid: IORTV.

Wolf PR, (1983). Elements of Photogrammetry with Air Photo Interpretation and Remote Sensing. New York: McGraw-Hill.

Zéa, V., & Andrés, J. (2014).Desarrollo de un algoritmo computacional para la predicción de fuerzas y momentos en la interfaz socket-extensión femoral durante el ciclo completo de la marcha para amputados transfemorales(Doctoral dissertation, Universidad Nacional de Colombia- Sede Medellín). Disponible en <http://www.bdigital.unal.edu.co/47407/1/79776299.2015.pdf>. Consultado el 14-III-2015



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

